



CAETANO FILIPE LOPES DE DIOS

Licenciatura em Ciências da Engenharia Biomédica

IMPLEMENTAÇÃO DUMA NOVA UNIDADE DE MEDIDA DE PRESSÃO NASAL INTERNA

MESTRADO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

Universidade NOVA de Lisboa

Novembro, 2024



IMPLEMENTAÇÃO DUMA NOVA UNIDADE DE MEDIDA DE PRESSÃO NASAL INTERNA

CAETANO FILIPE LOPES DE DIOS

Licenciatura em Ciências da Engenharia Biomédica

Orientador: Paulo Ribeiro
Professor Associado, NOVA University Lisbon

Coorientador: José Araújo Martins
Consultor de Otorrinolaringologia, Doutoramento em Medicina - Investigação clínica

Júri

Presidente: Doutor Ricardo Nuno Pereira Verga e Afonso Vigário
*Professor Associado com Agregação na Faculdade de Ciências e Tecnologia da
Universidade Nova de Lisboa*

Arguente: Doutor André João Maurício Leitão do Valle Wemans
*Professor Auxiliar na Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de
Lisboa*

Orientador: Doutor Paulo António Martins Ferreira Ribeiro
*Professor Associado na Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de
Lisboa*

Implementação duma nova unidade de medida de pressão nasal interna

Copyright © Caetano Filipe Lopes de Dios, 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.

AGRADECIMENTOS

Deixo aqui uma mensagem para todos aqueles que me ajudaram e permitiram escrever esta dissertação.

Ao meu orientador Professor Paulo Ribeiro muito obrigado por todo o apoio dado ao longo destes meses, e por todo o entusiasmo que serviu para levantar-me o ânimo quando o espírito fraquejava. Ao Dr. José Araújo Martins por toda a ajuda prestada.

Um agradecimento especial ao Sr. Afonso e Sr. Bruno que me ensinaram, ajudaram e aconselharam durante este último semestre, e ao Professor Pedro Vieira que estimulou o meu interesse por instrumentação.

Aos meus pais que estiveram sempre a torcer por mim desde que me consigo lembrar. Por todo o apoio durante a escola e a faculdade. E à minha irmã, à qual infelizmente a vida é vice-versa, mas sempre o bom tipo de infeliz. Sem vocês nunca conseguiria alcançar o que quero, pois foram as vossas lições que me tornaram na pessoa que sou hoje e que levarei sempre comigo.

Aos meus amigos da Amora que me permitiram desligar no final de cada dia e aproveitar o descanso. Também agradeço a quem conheci na faculdade e que estiveram a trabalhar e a partilhar comigo os percalços inerentes a todas as dissertações, Matilde Silva, Matilde Amaro, Diogo e Matilde Gaiolas. Terei saudades dos almoços e da ansiedade partilhada.

Finalmente, à minha namorada, Margarida, que foi sem dúvida a pessoa que ouviu falar mais da minha dissertação. Quer nas vitórias, desilusões ou stresses, esteve sempre presente para me apoiar, ajudar e consolar. Estou verdadeiramente grato por todo o apoio e amor que me deu e continua a dar.

”

«I have found, through painful experience, that the most important step a person can take is always the next one.»

— **Brandon Sanderson**, *Oathbringer*
(en)

RESUMO

A rinossinusite crónica, trata-se de uma doença do foro respiratório, com uma elevada incidência e que impacta negativamente a sociedade e os pacientes que dela padecem. O estudo dos seus mecanismos, no que toca à ventilação nasal nas diferentes cavidades nasais ainda não se encontra completamente estudado, havendo um número reduzido de dispositivos capazes de medir a pressão no interior das cavidades nasais.

Nesta dissertação otimizou-se um dispositivo capaz de estudar a ventilação nas cavidades nasais, nomeadamente a pressão intra-nasal de modo independente. Este foi desenvolvido de modo a ser compacto e portátil, usufruindo das capacidades computacionais de um microcomputador. A pressão é medida através de transdutores de pressão diferenciais aos quais são acoplados cateteres milimétricos que se podem posicionar em diferentes pontos das cavidades nasais. O dispositivo é *wireless* sendo necessário um computador externo para aceder ao ponto de acesso e à interface gráfica. De modo a testar a viabilidade do protótipo, foram desenvolvidos dois modelos diferentes (A e B), anatomicamente realistas, de cavidades nasais e um dispositivo capaz de os ventilar de forma controlada. Das medições efetuadas, verificou-se que o perfil de pressão adquirido pelo medidor de pressão é muito similar ao de fluxo adquirido pelo ventilador. Esperava-se este comportamento uma vez que os modelos desenvolvidos são rígidos e pouco complacentes. Adicionalmente, compararam-se os máximos e mínimos de pressão entre cavidades nasais e entre os meatos médio e inferior na mesma cavidade. No modelo A constatou-se uma diferença nas pressões entre as cavidades, sendo esta mais evidente para fluxos mais elevados. Por sua vez, neste modelo não se encontraram diferenças significativas entre os meatos, porém estas estão presentes no modelo B para fluxos de 25 e 30 L/min. O meato inferior apresentou valores de pressão superiores aos do meato médio. Estes resultados permitiram constatar que diferenças entre as cavidades nasais influenciam a pressão do fluxo e que o dispositivo desenvolvido é capaz de as medir.

Palavras-chave: Rinossinusite Crónica, Rinomanometria, Dispositivos para diagnóstico médico

O trabalho de investigação descrito nesta dissertação foi realizado de acordo com as normas estabelecidas no código de ética da Universidade Nova de Lisboa. O trabalho descrito e o material apresentado nesta dissertação, com as exceções claramente indicadas, constituem trabalho original realizado por Caetano Dios.

ABSTRACT

Chronic rhinosinusitis is a respiratory condition with a high incidence rate, which negatively impacts both society and the patients who suffer from it. The study of its mechanisms, particularly concerning nasal ventilation in different nasal cavities, is still not completely understood, due to the limited number of devices capable of measuring the pressure inside the nasal cavities.

In this dissertation, a device capable of studying ventilation in the nasal cavities, specifically to independently measure intra-nasal pressure, was optimized. This device was developed to be compact and portable, utilizing the computational capabilities of a Raspberry Pi microcomputer. Pressure is measured using differential pressure transducers, to which millimetric catheters can be attached, allowing them to be positioned at different points within the nasal cavities. The device is wireless, requiring an external computer to access the access point and the graphical interface. To test the prototype's viability, two anatomically realistic models (A and B) of nasal cavities were developed, along with a device capable of ventilating them in a controlled manner. From the measurements taken, it was found that the pressure profile acquired by the pressure meter is very similar to the flow profile acquired by the ventilator. This behavior was expected since the developed models are rigid and have low compliance. Additionally, maximum and minimum pressures were compared between nasal cavities and between the middle and inferior meatus within the same cavity. In model A, a difference in pressures between the cavities was observed, which was more evident at higher flow rates. In contrast, no significant differences were found between the meatus in this model. However, in model B differences were observed for flows of 25 and 30 L/min and the inferior meatus showed higher pressure values than the middle meatus. These results indicate that differences between the nasal cavities influence the flow pressure and that the developed device is capable of measuring said differences.

Keywords: Chronic Rhinosinusitis, Rhinomanometry, Devices for medical diagnosis

The research work described in this dissertation was carried out in accordance with the norms established in the ethics code of Universidade Nova de Lisboa. The work described and the material presented in this dissertation, with the exceptions clearly indicated, constitute original work carried out by Caetano Dios.

ÍNDICE

Índice de Figuras	xi
Índice de Tabelas	xiv
Siglas	xv
1 Introdução e Contextualização	1
1.1 Objetivos	2
2 Conceitos Teóricos	4
2.1 Anatomia do nariz, fossas nasais e seios paranasais	4
2.2 Fisiologia	5
2.2.1 Respiração e fluxo de ar	5
2.2.2 Resistência	6
2.2.3 Condicionamento do ar	6
3 Estado da arte	7
3.1 Simulações de dinâmica de fluidos na análise do fluxo nasal	7
3.2 Ferramentas de Diagnóstico	8
3.2.1 Rinomanometria	8
3.2.2 Rinometria Acústica	9
3.2.3 Medidores de fluxo respiratório	9
3.3 Análise da ventilação nasal durante o sono	10
4 Desenvolvimento do medidor de pressão	11
4.1 Transdutor de pressão e verificação da calibração	12
4.1.1 Circuito auxiliar	13
4.1.2 Verificação da condição dos transdutores	13
4.2 Serviços	15
4.2.1 Serviço de Aquisição	15

4.2.2	Serviço da base de dados	17
4.2.3	Serviço da interface gráfica	18
4.2.4	Serviço de <i>watchdog</i>	19
5	Metodologia	20
6	Desenvolvimento do ventilador	22
6.1	Reanimador balão-válvula-máscara	22
6.2	Atuador linear	22
6.3	Transdutor de fluxo	24
6.4	Microcontrolador	25
6.5	Montagem e organização do sistema	27
7	Desenvolvimento dos modelos	29
7.1	Análise anatômica dos modelos	31
7.2	Procedimento Experimental	32
8	Análise de Resultados	34
8.1	Análise dos sinais	34
8.2	Análise das pressões e fluxos máximos	35
8.3	Análise das pressões em função da posição	36
8.3.1	Modelos seccionados	36
8.3.2	Modelos completos	37
9	Conclusões	39
9.1	Perspetivas futuras	40
	Bibliografia	41
	Apêndices	
A	Tabelas	46
B	Montagem e <i>Hardware</i> do protótipo do medidor de pressão	51
C	Interface Gráfica	54
D	Circuito elétrico do ventilador	58
E	Endoscopia do modelo A	59
F	Gráficos	60
F.1	Retas de ajuste dos transdutores de pressão	60
F.2	Pressão medida no modelo A seccionado	61

ÍNDICE DE FIGURAS

2.1	Secção lateral da cavidade nasal	4
2.2	Secção lateral dos seios paranasais frontal e maxilar	5
2.3	Esquema do fluxo de ar na cavidade nasal direita	6
3.1	Gráfico de medidas rinomanométricas	8
3.2	Ilustração do exame para a determinação do PNIF	9
3.3	Esquema do dispositivo usado por Urner	10
4.1	Protótipo do medidor de pressão intranasal.	11
4.2	Esquema da comunicação.	12
4.3	Diagrama elétrico do circuito I ² C.	13
4.4	Sistema usado para assegurar o funcionamento correto dos transdutores de pressão.	14
4.5	Fluxograma da <i>thread</i> de aquisição.	16
4.6	Esquema da base de dados usada.	17
4.7	Fluxograma da aplicação web da perspetiva de um utilizador.	19
5.1	Posição do cateter nos diferentes modelos.	21
6.1	Modelo do atuador linear no <i>Fusion 360</i> (18X9X7 cm).	23
6.2	Esquema do funcionamento do transdutor de fluxo adaptado.	24
6.3	Fluxograma da programação do microcontrolador.	26
6.4	Ventilador com a tampa aberta.	28
7.1	Modelos das cavidades nasais produzidos.	29
7.2	Modelos antes e após tratamento no <i>Fusion 360</i>	30
7.3	Vista anterior do modelo A, obtida através de uma endoscopia.	31
7.4	Vista posterior do modelo A, obtida através de uma endoscopia.	31
7.5	Vista anterior da cavidade esquerda do modelo B, obtida através de uma endoscopia.	32

7.6	Montagem de aquisição de dados com o modelo B completo. Este é acoplado ao bocal do ventilador e foi inserida na cavidade esquerda o cateter milimétrico.	32
8.1	Sinais de fluxo e pressão adquiridos no ensaio de fluxo máximo de 30 L/min na cavidade esquerda do modelo A completo.	34
8.2	Variação da pressão média de expiração (a) e inspiração (b) no modelo A seccionado para diferentes valores de fluxo máximo.	36
8.3	Variação da pressão média de expiração (a) e inspiração (b) no modelo B seccionado para diferentes valores de fluxo máximo.	37
8.4	Variação da pressão média de expiração (a) e inspiração (b) no modelo A completo para diferentes valores de fluxo máximo.	38
B.1	Imagem do <i>Fusion 360</i> da caixa modelada para o RPI Zero.	51
B.2	Imagem do <i>Fusion 360</i> das caixas modeladas para os transdutores de pressão.	51
B.3	Placa de distribuição, onde se encontram as resistências de <i>Pull-up</i> do circuito I ² C.	52
B.4	Placa onde se encontra o transdutor de pressão.	52
B.5	Posicionamento das placas dos transdutores no dispositivo.	53
B.6	Posicionamento da placa na tampa da caixa do <i>Raspberry pi</i> .	53
C.1	Página de <i>Login</i> .	54
C.2	Perfil do utilizador, onde se encontram os dados e pacientes associados ao mesmo.	54
C.3	Formulário para adicionar um novo paciente à base de dados.	55
C.4	Página para atualizar os dados do utilizador.	55
C.5	Formulário para mudar a palavra-passe da conta.	56
C.6	Perfil do paciente, onde estão expostos os dados do mesmo e medições associadas ao mesmo.	56
C.7	Página de aquisição de dados, apresenta opções para mudar o modo de funcionamento e a taxa de amostragem.	57
C.8	Página para visualizar uma medida guardada. É possível exportar a mesma no botão correspondente.	57
D.1	Esquema elétrico do ventilador desenvolvido.	58
E.1	Vista posterior do modelo A, obtida através de uma endoscopia. A imagem da direita corresponde à cavidade direita e a da esquerda à cavidade esquerda. a - Concha nasal média.	59
F.1	Reta de ajuste do transdutor SSC 005ND.	60
F.2	Reta de ajuste do transdutor SSC 016MD.	61
F.3	Variação da pressão no meato médio do modelo A seccionado. O fluxo máximo do gráfico da esquerda é 10 L/min e o da direita 15 L/min.	61

F.4	Varição da pressão no meato médio do modelo A seccionado. O fluxo máximo do gráfico da esquerda é 20 L/min e o da direita 25 L/min.	62
F.5	Varição da pressão no meato médio do modelo A seccionado. O fluxo máximo do gráfico da esquerda é 30 L/min.	62

ÍNDICE DE TABELAS

4.1	Características elétricas dos transdutores.	13
4.2	Parâmetro das retas de regressão dos transdutores.	15
4.3	Tópicos de comunicação MQTT usados entre os serviços.	15
7.1	Parâmetros iniciais do ventilador para os diferentes fluxos máximos.	33
A.1	Métodos da classe <i>DataHandler</i>	46
A.2	Bibliotecas fundamentais para o desenvolvimento da unidade de medição de pressão.	47
A.3	Parâmetros de impressão usados para os modelos.	47
A.4	Valores médios das pressões e fluxos máximos e mínimos registados em cada medição.	48
A.5	Parâmetros de funcionamento do motor.	49
A.6	Parâmetros de funcionamento do <i>driver</i>	49
A.7	Parâmetros de funcionamento do transdutor de fluxo.	49
A.8	Tabela dos materiais usados em cada dispositivo com os respetivos preços. .	50

SIGLAS

AAR	Rinomanometria Anterior Ativa
ADC	<i>Analogue to Digital Converter</i>
AJAX	<i>Asynchronous JavaScript and XML</i>
CAD	<i>Computer Aided Design</i>
CFD	<i>Computational fluid Dynamics</i>
CRS	Rinossinusite Crónica
DPOC	Doença pulmonar obstrutiva crónica
EAACI	<i>European Academy of Allergy and Clinical Immunology</i>
EEPROM	<i>Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory</i>
EPOS	<i>European Position Paper on Rhinosinusitis</i>
I²C	<i>Inter-Integrated Circuit</i>
IoT	<i>Internet of Things</i>
MQTT	<i>Message Queuing Telemetry Transport</i>
NAR	<i>Nasal airways resistance</i>
NP	Polipose Nasal
PLA	<i>Polylactic acid</i>
PNIF	<i>Peak Nasal Inspiratory Flow</i>
RA	Rinometrias Acústicas
RPI Pico	<i>Raspberry Pi Pico W</i>
RPI Zero	<i>Raspberry PI Zero 2 W</i>

SCL	<i>Serial Clock</i>
SDA	<i>Serial Data</i>
SQL	<i>Structured Query Language</i>
TC	Tomografía Computorizada
TPU	<i>Thermoplastic polyurethane</i>
USB	<i>Universal Serial Bus</i>

INTRODUÇÃO E CONTEXTUALIZAÇÃO

As doenças crónicas do foro respiratório incidem sobre grande parte da população a nível mundial, sendo que as mais comuns são a doença pulmonar obstrutiva crónica (DPOC) e a asma [1]. Em 2017, foi atribuída a estas uma parcela significativa do impacto na saúde associado às doenças respiratórias crónicas [2]. No entanto, há outras patologias que põem em causa a qualidade de vida da população e, consequentemente, impactam negativamente a sociedade, a rinossinusite crónica (CRS, do inglês *Chronic Rhinosinusitis*) é uma destas.

De um ponto de vista clínico, a CRS é uma inflamação do nariz e dos seios paranasais com persistência superior a 12 semanas, apresentando dois ou mais dos seguintes sintomas: congestionamento nasal ou rinorreia; dor ou pressão facial; redução e perda de cheiro [3], [4]. Esta doença divide-se em fenótipos consoante a presença ou ausência de polipose nasal (NP, do inglês *Nasal Polyposis*); sendo que 18-20 % de todos os casos de CRS apresentam pólipos nasais [5].

Com o intuito de permitir o estudo epidemiológico desta doença, o *European Position Paper on Rhinosinusitis* (EPOS) criou um critério para o diagnóstico de CRS baseado em sintomas, não requerendo evidências objetivas. Por sua vez, recorrendo a esta definição, já foram feitos estudos que permitem estimar a prevalência de CRS na Europa como 10,9 %, nos USA em 11,9 % e na China em 8 % [6], [7]. Adicionalmente, 2,1 % a 4,3 % dos pacientes europeus recordam-se de terem sido diagnosticados com NP [3]. Em 2012, avaliou-se a prevalência da rinossinusite nos cuidados de saúde primários em Portugal, tendo-se concluído que 13 % de uma amostra de 1201 pacientes padecem de CRS [8].

No entanto, a CRS não só apresenta uma prevalência elevada, como também afeta significativamente e negativamente a qualidade de vida dos doentes. A combinação de sintomas sinonasais a que se encontram sujeitos promove, em particular, a baixa qualidade de sono e a fadiga severa [3]. Num estudo publicado em 2017, onde participaram 26647 pessoas, das quais 2249 (8,9 %) apresentavam CRS segundo o critério da EPOS, averiguou-se que problemas de sono são 50 a 90 % mais comuns em pessoas com CRS [9]. Por outro lado, a CRS pode impactar as capacidades cognitivas de um indivíduo; num estudo realizado em 2015, verificou-se que pacientes com esta doença apresentaram piores

resultados em questionários objetivos do que o controlo [10]. Posteriormente, em 2019, num estudo que envolveu a realização de testes neurocognitivos antes e após tratamento, constatou-se a reversibilidade deste déficite cognitivo [11].

Para além das implicações sobre a qualidade de vida de cada doente, a CRS apresenta custos monetários para a sociedade. Estes podem dividir-se em custos diretos e indiretos, sendo que os primeiros dizem respeito a despesas diretamente relacionadas com a doença como, por exemplo, o custo de tratamentos, enquanto os segundos referem-se à diminuição de produtividade no local de trabalho (presenteísmo) e também ao absentismo [3]. Devido à ausência de dados no que toca a estes custos na Europa, foi realizado um estudo em 2019 nos Países Baixos com o objetivo de estimar os mesmos associados a pacientes com CRS e NP. Deste conclui-se que anualmente os custos diretos e indiretos por paciente são cerca de 1501,20€ e 5659,28€, respetivamente [12]. É de mencionar que os custos indiretos são bastante superiores aos diretos, resultado do facto da maioria dos pacientes se encontrarem em idade de trabalho. Adicionalmente, Bhattacharyya investigou sobre a diferença entre custos diretos de pacientes de CRS com e sem NP nos EUA, tendo concluído que pacientes com NP apresentam custos acrescidos quando comparados a pacientes só com CRS, devido não só aos tratamentos bem como a um maior número de consultas [13].

Assim, a rinosinusite crónica, com e sem pólipos nasais, apresenta-se como um encargo quer do ponto de vista individual do paciente quer também de um ponto de vista social e económico. Como foi referido na tese de doutoramento do Dr. José Martins, a ventilação nasal em diferentes compartimentos é influenciada pela presença de pólipos, sendo que estes efeitos mecânicos ainda não se encontram completamente estudados, privilegiando-se os mecanismos fisiopatológicos moleculares [14]. Assim sendo, torna-se relevante a inovação e desenvolvimento de soluções tecnológicas que permitam o estudo da ventilação, de modo a contribuir para o conhecimento fisiopatológico desta doença, possibilitando não só prever o comportamento da mesma como também proporcionar um acompanhamento mais personalizado aos pacientes.

1.1 Objetivos

Esta dissertação vem na sequência do desenvolvimento de um pré-protótipo já descrito em [15]. Neste primeiro trabalho, foi desenvolvido um sistema de monitorização respiratória capaz de medir pressões intra-nasais em diferentes cavidades.

O pré-protótipo consistiu num suporte de cabeça equipado com um compartimento, onde se encontra um transdutor de pressão diferencial digital. Durante os ensaios, neste é acoplado um cateter flexível que será inserido nas fossas nasais do sujeito. Por sua vez, o transdutor comunica via protocolo I²C (*Inter-Integrated Circuit*) com um *Arduino Mega 2560*, que se encontra numa denominada “caixa mãe”. Nesta encontra-se também a fonte de alimentação de todo o sistema e permite a transmissão dos dados adquiridos pelo *Arduino* para um computador através de comunicação série USB (*Universal Serial Bus*). Por sua

vez, a interface com este foi implementada através de *LabView*. Este dispositivo embora inovador apresenta aspetos a melhorar, por exemplo, o transdutor de pressão apresentou uma escala insuficiente em certos casos e era sensível ao fluxo, apresentando uma queda de pressão elevada associada ao cateter. Adicionalmente, dado o meio de transmissão de dados, o dispositivo é pouco portátil e a interface foi desenvolvida numa linguagem de programação licenciada, que não sendo necessariamente um defeito, pode ser menos vantajoso quando comparado ao uso de recursos de acesso aberto.

Assim sendo, o principal objetivo desta dissertação é o desenvolvimento de um protótipo aplicando novas tecnologias, de modo a contribuir para eficiência e simplicidade de uso do ponto de vista do paciente e do técnico utilizador. Os objetivos específicos são:

- Implementação de dois transdutores diferenciais com uma escala de pressões maior;
- Implementação de comunicação *wireless*;
- Desenvolvimento de uma aplicação *web* com uma base de dados, que servirá como interface gráfica;
- Realização de ensaios com o protótipo, de modo a testar o funcionamento do mesmo através de modelos de cavidades nasais e ventilação artificial.

CONCEITOS TEÓRICOS

2.1 Anatomia do nariz, fossas nasais e seios paranasais

O nariz é a porção externa do sistema respiratório constituída por uma estrutura óssea e cartilaginosa, que do ponto de vista anatômico divide-se nas fossas nasais e na pirâmide nasal. A pirâmide nasal é a região externa, que forma a proeminência na face. Esta estrutura apresenta uma raiz e um ápice, localizados superiormente e inferiormente, respectivamente. Entre estas, encontra-se o dorso do nariz e abaixo do ápice encontram-se as narinas.

Por sua vez, as fossas nasais, representadas na figura 2.1, são a região entre as narinas (abertura anterior) e as coanas (abertura posterior que permite a comunicação com a nasofaringe). As fossas nasais encontram-se divididas pelo septo nasal em duas cavidades, direita e esquerda. Assim sendo, cada cavidade é constituída por um assoalho, teto, parede medial e lateral [16]. Adicionalmente, três estruturas ósseas (denominadas por conchas nasais) que se encontram nas paredes laterais, projetam-se para o interior das cavidades, dividindo as mesmas em quatro canais de ar: os meatos inferior, médio, superior e o recesso esfenoidal [17]. A cavidade nasal encontra-se dividida em três regiões o vestíbulo, a respiratória e a olfatória.

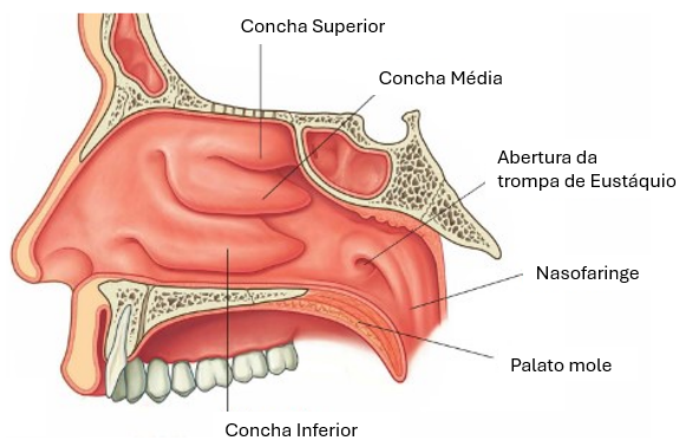


Figura 2.1: Vista lateral da cavidade nasal. Adaptado de [17].

Os seios paranasais, representados na figura 2.2, são cavidades preenchidas por ar, cujo nome está relacionado com o osso em que se encontram. Existem quatro seios: esfenoidal, maxilar, frontal e etmóidal. Estas estruturas encontram-se conectadas às fossas nasais através do complexo osteomeatal [18], [17].

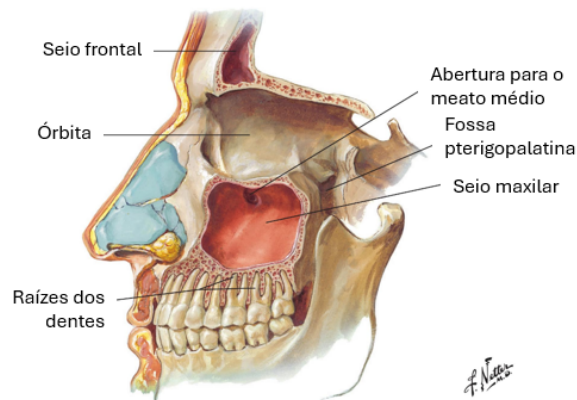


Figura 2.2: Vista lateral dos seios paranasais frontal e maxilar. Adaptado de [19].

2.2 Fisiologia

Em termos fisiológicos, o nariz desempenha diversas funções relevantes, mais especificamente, é responsável pela filtração, aquecimento e humidificação do ar antes deste se deslocar para as vias aéreas inferiores. Além disso, apresenta um papel importante no olfato e na ressonância da voz.

2.2.1 Respiração e fluxo de ar

Durante a inspiração, o ar entra nas cavidades nasais com um ângulo de 60° tornando-se horizontal na região posterior do vestíbulo. Em termos de velocidade, esta aumenta numa região denominada por válvula nasal. Esta área contribui significativamente para a resistência nasal, sendo que depois desta a velocidade do fluxo diminui [20]. Posteriormente, o fluxo é separado nos diferentes meatos. No entanto, a maior parte do ar atravessa o meato médio. No que diz respeito ao tipo de fluxo, em condições fisiológicas este atravessa a região anterior da cavidade nasal em fluxo laminar, porém pode tornar-se turbulento devido a obstruções nasais [21]. É de mencionar que as conchas nasais, por si só, são capazes de induzir turbulência no fluxo, além disso, a velocidade do fluxo também pode alterar o regime. Como será mencionado abaixo, o fluxo de ar nasal é amplamente estudado recorrendo a simulações, sendo que é uma área em expansão [22]. Na figura 2.3, encontra-se um esquema do fluxo ao longo da cavidade nasal.

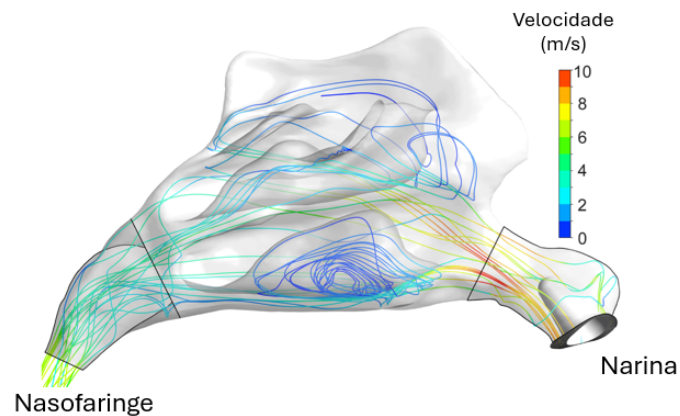


Figura 2.3: Esquema do fluxo de ar na cavidade nasal direita. Vista lateral adaptada de [23].

2.2.2 Resistência

A resistência aérea do nariz é responsável por 40 % da resistência total das vias respiratórias, sendo que pode variar entre indivíduos, pois encontra-se dependente de componentes anatómicos como é o caso da forma e dimensão das fossas nasais. Sabe-se que as dimensões das conchas nasais têm um papel importante na velocidade do fluxo de ar.

2.2.3 Condicionamento do ar

Na região respiratória, o ar é aquecido, humidificado e filtrado. Esta apresenta uma rede vascular que permite o aquecimento do ar através de condução, convecção e radiação, sendo que este processo é eficiente, uma vez que o fluxo sanguíneo é dado no sentido oposto do fluxo de ar. No que diz respeito à filtração, as partículas de reduzidas dimensões que conseguirem passar os folículos pilosos da região vestibular, são presas na mucosa que cobre o epitélio nasal.

ESTADO DA ARTE

O congestionamento/obstrução nasal e a perda de cheiro são sintomas frequentes, presentes em cerca de 80 % dos pacientes que apresentam pólipos nasais [24]. Estas estruturas impactam a ventilação nasal e o fluxo de ar, motivos pelos quais pólipos em diferentes locais podem afetar o olfato de diferentes modos. Assim sendo, o estudo da ventilação permite o planeamento cuidadoso dos tratamentos, procurando otimizá-los.

A ventilação e o fluxo nasal são usualmente estudados recorrendo a modelos da dinâmica de fluidos (CFD, em inglês *Computational fluid Dynamics*), a rinomanometrias e medidores de fluxo respiratório [25], [26].

3.1 Simulações de dinâmica de fluidos na análise do fluxo nasal

CFD é um método usado frequentemente no estudo do fluxo de ar nasal. Estas técnicas recorrem a imagens médicas, como por exemplo, a tomografias computadorizadas (TC), para conceber modelos tridimensionais anatomicamente precisos das cavidades nasais. Após a criação destes modelos, são usados programas computacionais dedicados que permitem a simulação do fluxo de gases através da conduta. Em 2018, esta técnica foi usada por Nishijima [26] para estudar o impacto da posição de pólipos nasais na capacidade olfativa dos pacientes. Neste estudo, foi simulado um modelo anatómico saudável como controlo, tendo-se concluído que a posição dos pólipos efetivamente influencia a perda de olfato, sendo que estruturas na região pré-olfatória diminuíam bastante o fluxo de ar na região olfatória e, conseqüentemente, o olfato. Adicionalmente, em 2022, estas simulações foram usadas para estudar os efeitos de determinados tratamentos, nomeadamente cirurgia sinusal e terapia com anticorpos, no alívio sintomático. Neste concluíram, que após a cirurgia o fluxo olfatório aumentou 0,5 % e após terapia 26,4 % [24].

Assim sendo, CFD é uma ferramenta poderosa que permite estimar o fluxo em regiões não acessíveis pelos equipamentos de medida atualmente existentes.

3.2 Ferramentas de Diagnóstico

Em 2011, foi criado um documento pela *European Academy of Allergy and Clinical Immunology* (EAACI) com o objetivo de realizar uma análise completa das atuais ferramentas de diagnóstico para doenças nasais e sinonasais. Este documento eventualmente tornou-se “obsoleto”, tendo sido atualizado em 2019 [27].

Numa perspetiva clínica, a técnica de diagnóstico mais utilizada e minimamente invasiva para o diagnóstico da polipose nasal ou de outras obstruções nasais é a endoscopia nasal [28]. Adicionalmente, recorre-se também a técnicas de imagem médica, como é o caso da TC anteriormente mencionada, bem como rinomanometria, medidores de fluxo respiratório e a rinometria acústica.

3.2.1 Rinomanometria

A rinomanometria é uma técnica que consiste na medição simultânea da pressão e do fluxo transnasal, a partir dos quais é possível estimar a resistência nasal (NAR, do inglês *Nasal airway resistance*). O NAR é um rácio entre a pressão e o fluxo, sendo o grau de obstrução é proporcional a este valor. Por sua vez, este exame pode-se dividir em anterior/posterior, consoante a localização do sensor de medição de pressão, e ativo/passivo, dependendo da origem do fluxo de ar. Caso este seja criado pelo paciente denomina-se ativo, caso seja uma fonte externa é passivo. É de mencionar que o método mais comum é a rinomanometria anterior ativa (AAR) [27].

Numa AAR é colocada, na cara do paciente, uma máscara ligada a um pneumotacógrafo (aparelho capaz de medir fluxo de ar), enquanto a cavidade contralateral é selada e monitorizada por um tubo pelo qual se mede a pressão nasofaríngea [29]. A partir deste aparelho é possível comparar o fluxo e pressão na cavidade nasal através do gráfico da figura 3.1.

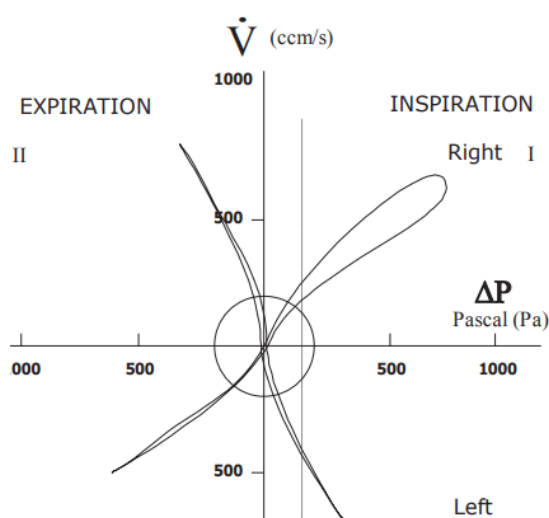


Figura 3.1: Gráfico de medidas rinomanométricas retirado de [30].

Este método apresenta algumas limitações, nomeadamente a impossibilidade de o realizar no caso de uma obstrução unilateral completa e também a incapacidade de obter valores de pressão individualmente no interior das diferentes cavidades nasais.

3.2.2 Rinometria Acústica

À semelhança das tomografias, também as rinometrias acústicas (RA) são usadas para estudar a geometria da cavidade nasal. Este método baseia-se na reflexão de ondas sonoras ao longo da cavidade nasal, com o principal objetivo de medir áreas e volumes sendo de particular interesse estimar a área de secção mínima. Estes valores são calculados através das propriedades das ondas refletidas, bem como o tempo percorrido pelas mesmas [27].

3.2.3 Medidores de fluxo respiratório

Os medidores de fluxo, presente na figura 3.2, são aparelhos simples, baratos e portáteis a partir dos quais é possível obter o valor do fluxo nasal inspiratório máximo (PNIF, do inglês *Peak Nasal Inspiratory Flow*). À semelhança da AAR, é colocada uma máscara selada na cara do paciente e, em seguida, este deve inspirar pelo nariz com o máximo da sua força e o mais rápido possível, mantendo a boca fechada. O PNIF corresponde ao valor máximo do débito entre três medições [27].



Figura 3.2: Ilustração do exame para a determinação do PNIF. Retirado [27].

Em 2020, foi estudada a importância do PNIF para a avaliação da inflamação sinonasal e a severidade da doença. Neste estudo, foram considerados três grupos de pessoas: um grupo de controlo (11 pessoas), um grupo com CRS sem NP (16 pessoas) e um grupo com CRS e NP (19 pessoas). Foram realizadas medições do PNIF antes e após tratamento, tendo-se concluído que pacientes com sinusite e com NP apresentam variações no PNIF significativamente diferentes após o tratamento. Adicionalmente, os dados apresentam uma tendência para variações do PNIF inferiores nos pacientes com NP

quando comparados aos de CRS, apesar de não ter sido alcançado significância estatística [31].

3.3 Análise da ventilação nasal durante o sono

Os dispositivos apresentados anteriormente para o estudo da ventilação e grau de obstrução nasal de um indivíduo, embora eficazes, apresentam a desvantagem de não permitirem a monitorização em longos períodos, uma vez que estas ferramentas podem ser consideradas intrusivas. Deste modo, a monitorização da ventilação durante o sono, por exemplo, é impossibilitada.

Por este motivo, foram desenvolvidos nesta área sistemas capazes de superar esta limitação. Em 2019, Urner procurou automatizar o processamento de sinais contínuos referentes ao fluxo de ar nasal. Estes sinais foram adquiridos por um sistema que consiste numa cânula nasal, frequentemente usadas em oxigenoterapia, que foi modificada com um tampão na junção da cânula esquerda e direita, de modo a tornar estas independentes. Adicionalmente, foram introduzidos dentro destas dois cateteres de baixo calibre, com o propósito de medir a pressão nasofaríngea. Finalmente, as cânulas encontram-se conectadas a sensores de pressão diferencial diferentes, de modo a monitorizar a narina direita e esquerda. Já os cateteres encontram-se ligados a um único sensor de pressão diferencial [32]. Deste modo, foi criado um método minimamente intrusivo, ilustrado em 3.3, que permite a aquisição da pressão em diferentes cavidades nasais.

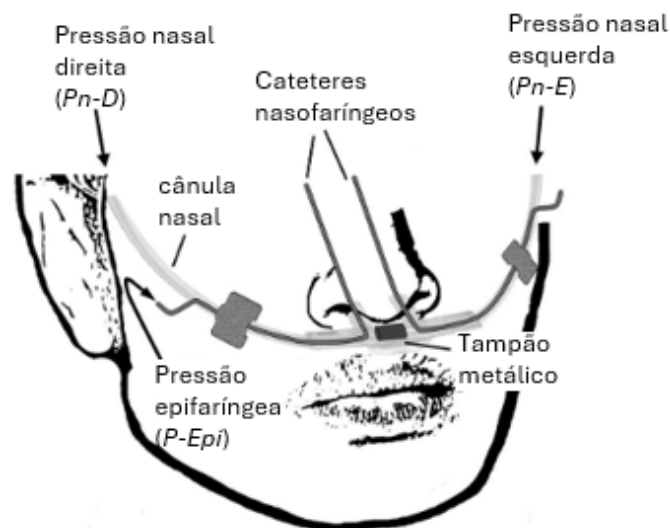


Figura 3.3: Esquema do dispositivo usado por Urner. Adaptado de [32].

DESENVOLVIMENTO DO MEDIDOR DE PRESSÃO

O protótipo do medidor de pressão intranasal ilustrado na figura 4.1, apresenta os seguintes componentes: um suporte para a cabeça, um microcomputador *Raspberry Pi Zero 2 W* (RPI Zero) e dois transdutores de pressão diferencial digitais. Na tabela A.8 encontra-se a lista dos componentes usados com os respectivos preços. Acoplado a cada transdutor encontra-se um cateter milimétrico flexível, que permite a sua inserção na cavidade nasal, possibilitando a medição da pressão em diferentes pontos das fossas nasais. O suporte de cabeça usado é uma fita de cabeça regulável para a qual foram modeladas e posteriormente produzidas com impressão 3D todas as caixas para a instrumentação, cujos modelos encontram-se no apêndice B. A escolha do microcomputador foi feita tendo em conta diversos parâmetros, nomeadamente, o reduzido tamanho do RPI Zero; a possibilidade de usar um cartão micro SD para guardar a base de dados; o processador 1GHz quad-core de 64 bits, que se revelará vantajoso na execução de múltiplos programas em simultâneo, e a comunicação 2,4GHz 802,11 b/g/n wireless LAN embebida na placa [33].

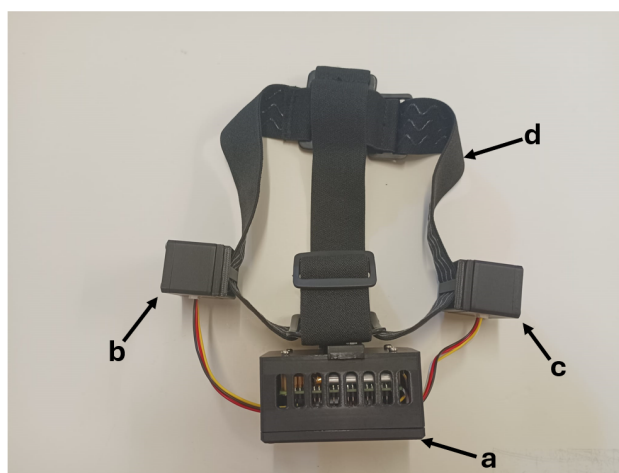


Figura 4.1: Protótipo do medidor de pressão intranasal. a - Caixa do RPI Zero, b - Caixa do transdutor direito, c - Caixa do transdutor esquerdo, d - Suporte para a cabeça regulável.

Os protocolos de comunicação (imagem 4.2) utilizados são I²C, entre os transdutores e o microcomputador, e wireless entre o microcomputador e o computador do utilizador. O RPI Zero disponibiliza um ponto de acesso onde se acede à interface gráfica.

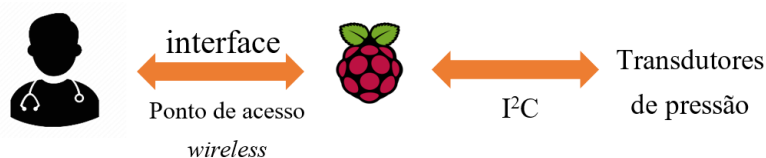


Figura 4.2: Esquema da comunicação.

O RPI Zero foi programado segundo uma abordagem de microsserviços com comunicação via MQTT (*Message Queuing Telemetry Transport*), este protocolo permite a comunicação entre máquinas através de um sistema de subscrição e publicações a partir de um *broker*. Qualquer máquina no sistema é capaz de publicar uma mensagem sobre determinado tópico ao *broker*, e todas as máquinas que estiverem inscritas a esse tópico irão recebê-la. Esta forma de comunicação é caracterizada por ser simples, leve e rápida, motivos pelos quais é usada frequentemente em IoT (*Internet of Things*). No caso particular do protótipo, o RPI Zero também exerce a função de *broker*. Os serviços criados foram os seguintes: serviço de aquisição de dados dos transdutores; serviço da interface gráfica; serviço da base de dados e serviço de *watchdog*. O sistema é alimentado pelo módulo bateria UPS HAT para *Raspberry Pi Zero* [34]. A bateria recarregável de lítio apresenta uma tensão de 3.7 V e uma capacidade de 1000 mAh. Este módulo confere uma autonomia de aproximadamente 4 horas ao protótipo.

4.1 Transdutor de pressão e verificação da calibração

Os transdutores de pressão foram escolhidos tendo em conta várias características, nomeadamente a escala de pressões, a sua precisão e princípio de funcionamento do transdutor, deste modo optou-se pelos transdutores *TruStability* SSC series da *Honeywell*. Estes transdutores piezoresistivos digitais são indicados para aplicações médicas e capazes de medir pressões baixas de modo diferencial com uma boa repetibilidade. Como estes transdutores comunicam por I²C é um pré-requisito apresentarem endereços diferentes. Por uma questão de indisponibilidade de mercado escolheram-se dois transdutores com escalas ligeiramente diferentes de forma a concretizar este pré-requisito. As escalas são ± 1245 Pa (SSC 005ND) e ± 1600 Pa (SSC 016MD). No que diz respeito à precisão, esta é bastante alta sendo $\pm 0,25$ % da escala de medida após realizar o auto-zero. Para além destas características, encontram-se na tabela 4.1 algumas propriedades elétricas destes transdutores, sendo que para mais informações deve-se consultar a referência [35].

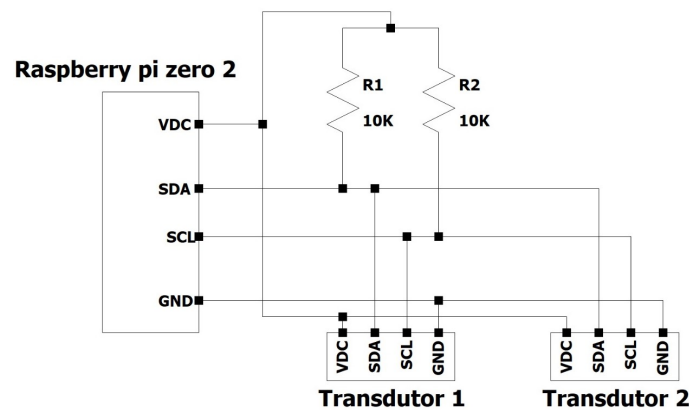
De seguida encontra-se uma breve descrição de como foram integrados os transdutores no dispositivo bem como a abordagem tomada para garantir o bom funcionamento dos mesmos.

Tabela 4.1: Características elétricas dos transdutores.

Parâmetro	Descrição
Tensão de alimentação	3.3 V
Corrente	1.6 mA
Resolução	12 bits
Frequência do clock	100 a 400 kHz

4.1.1 Circuito auxiliar

No protocolo série I²C existe transmissão bidirecional de dados entre o *Master* e um ou mais *Slaves*. Entre eles são estabelecidas duas linhas de comunicação, uma corresponde à linha dos dados, SDA (*Serial Data*), e a outra ao clock, SCL (*Serial Clock*). Neste caso, o RPI Zero (*Master*) estabelece o *clock* e comunica com cada um dos transdutores de pressão (*Slaves*) consoante os seus endereços. O circuito que possibilita esta comunicação encontra-se no diagrama 4.3.

Figura 4.3: Diagrama elétrico do circuito I²C.

De modo a simplificar a incorporação e fixação dos transdutores no suporte, foram impressas placas de circuito impresso. Numa placa encontram-se as resistências de *pull-up* de 10 k Ω , as ligações para o RPI Zero e dois conectores *Grove* para cada uma das placas dos transdutores. Por sua vez a placa do transdutor apresenta o transdutor e um conector. Esta abordagem revela-se uma mais valia na organização e fixação dos componentes em cada caixa e dada a incorporação de *headers* nas placas dos transdutores é possível a rápida substituição do transdutor, desde que os terminais do substituto apresentem a mesma configuração. O esquemático e integração destas placas no protótipo encontram-se no apêndice B.

4.1.2 Verificação da condição dos transdutores

Com o objetivo de verificar a integridade dos transdutores, realizou-se uma aferição da calibração recorrendo a um manómetro de tubo em U. O fluido usado no manómetro

trata-se de água destilada com densidade de $1 \times 10^3 \text{ Kg} \cdot \text{m}^{-3}$. Uma das extremidades do tubo encontra-se ligada a um sistema, que será descrito mais à frente, enquanto a outra encontra-se exposta à pressão atmosférica. Deste modo, é possível usar a seguinte relação 4.1 para chegar à pressão na extremidade que não se encontra exposta à atmosfera.

$$P - P_{\text{atm}} = \rho g \Delta h \quad (4.1)$$

onde:

ρ – Massa volúmica do fluido,

g – Aceleração gravítica,

Δh – Diferença de altura entre colunas de água.

O tubo em U encontra-se ligado ao sistema descrito na ilustração 4.4. Os dois tubos azuis, após a bifurcação, ligam-se ao transdutor e ao manómetro. O nível de pressão é ajustado com recurso a uma pompete presente antes da bifurcação.

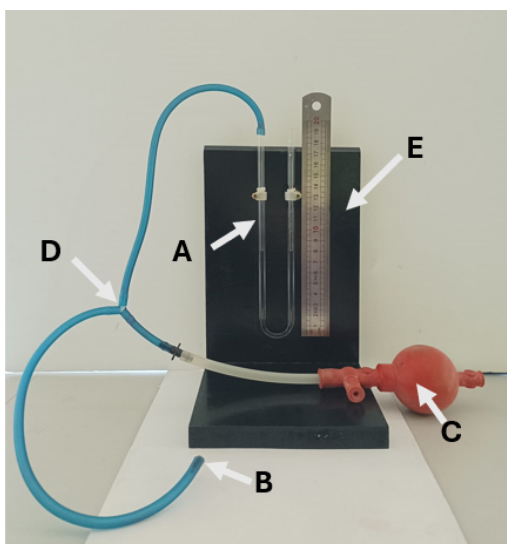


Figura 4.4: Sistema usado para assegurar o funcionamento correto dos transdutores de pressão. A - Manómetro de tubo em U, B - Extremidade de ligação ao transdutor, C -Pompete, D - Bifurcação, E - Régua de 20 cm.

Esta aferição foi realizada após o procedimento de auto-zero descrito em [36]. Obtiveram-se retas de regressão cujos parâmetros encontram-se na tabela 4.2, os gráficos encontram-se no apêndice F. A reta de regressão linear ajustou-se bem aos dados apresentando um R^2 de 0,999, o que juntamente com os declives próximos de 1, verifica a linearidade da resposta dos transdutores ao aumento da pressão. Adicionalmente, as retas de regressão apresentam uma ordenada na origem inferior à incerteza de ambos os transdutores. Conclui-se que os transdutores encontram-se em boas condições. Como o manómetro apresenta uma incerteza de $\pm 9,8 \text{ Pa}$ e a medição encontra-se sujeita a erros humanos, optou-se por usar os valores dos transdutores sem fazer qualquer tipo de transformação.

Tabela 4.2: Parâmetro das retas de regressão dos transdutores.

Transdutor	Declive (1/Pa)	Ordenada na origem (Pa)	R ²
005ND	0,981 ± 0,007	4 ± 3	0,999
016MD	0,971 ± 0,007	-2 ± 3	0,999

4.2 Serviços

Como mencionado anteriormente, a programação do RPI Zero foi feita com uma abordagem de microsserviços, que serão descritos neste subcapítulo. As principais vantagens desta metodologia são a divisão de uma tarefa complexa em elementos mais simples; a escrita de código modular e o uso eficaz dos vários *cores* do processador. É de salientar que todos estes foram escritos em *Python* recorrendo a diferentes bibliotecas de modo a cumprir os seus objetivos. As bibliotecas mais importantes usadas encontram-se na tabela A.2, com uma breve descrição.

A comunicação entre os vários serviços é feita segundo os tópicos presentes na tabela 4.3.

Tabela 4.3: Tópicos de comunicação MQTT usados entre os serviços.

Tópico	Serviço remetente	Serviço destinatário
"aqc/commands"	Interface gráfica	Aquisição
"aqc/data"	Aquisição	Interface gráfica
"db/commands"	Interface gráfica	Base de dados
"db/data"	Base de dados	Interface gráfica

4.2.1 Serviço de Aquisição

O serviço de aquisição é responsável por adquirir os dados dos transdutores e transmiti-los via MQTT para o serviço da interface gráfica. Neste são criadas duas *threads*: uma do MQTT e outra da aquisição. A *MQTT thread* é responsável por ligar-se ao *broker*, e aquando da chegada de determinadas mensagens no tópico "aqc/commands" é possível iniciar/terminar a aquisição; especificar a taxa de amostragem e escolher um dos modos de aquisição: simultâneo, transdutor direito ou transdutor esquerdo. De modo geral, esta *thread* altera valores booleanos (*flags*) que irão controlar a *thread* de Aquisição.

Adicionalmente, criaram-se duas funções *read_pressure* e *send_data*, que tal como os nomes indicam permitem a leitura dos transdutores e o envio dos dados que se encontram num *buffer* por MQTT, respetivamente. A *read_pressure* recebe como argumentos o endereço do sensor e uma variável booleana, sendo que quando a função é chamada, é pedido um valor ao transdutor. Como a resolução deste é 12 bits esta vem sobre a forma de dois *bytes*, sendo o primeiro *byte* enviado, o mais significativo. Deste modo, é necessário combinar

os dois *bytes* e só depois é feita a conversão. Como os transdutores apresentam escalas diferentes a função de conversão também o será, e esta é escolhida com a variável booleana. A *send_data* compila os valores dos dois *buffers* num dicionário que depois é convertido num *json* e publicado no tópico “*aqc/data*”. Após o envio ambos os *buffers* voltam a estar vazios.

A *thread* da aquisição, esquematizada em 4.5, consiste num loop infinito com vários casos no seu interior. Caso não esteja a ocorrer uma aquisição, existe um *delay* de 0,1 s, de modo a evitar o sobrecarregamento do processador. Aquando do início da aquisição, são lidos os valores dos dois transdutores com recurso à função *read_pressure*. Posteriormente e consoante o modo escolhido para a aquisição, estes valores são guardados num *buffer*, assim que este fica cheio os dados nele guardados são enviados com a função *send_data*. Na eventualidade de se ter parado a aquisição antes do *buffer* estar cheio, existe um caso que assegura o envio destes dados no final. Inicialmente, o *buffer* tinha a dimensão igual à taxa de amostragem, no entanto para ser possível visualizar o gráfico da aquisição em tempo real na interface, foi necessário aumentar a taxa de transferência de dados, como tal o tamanho do *buffer* foi reduzido para 2.

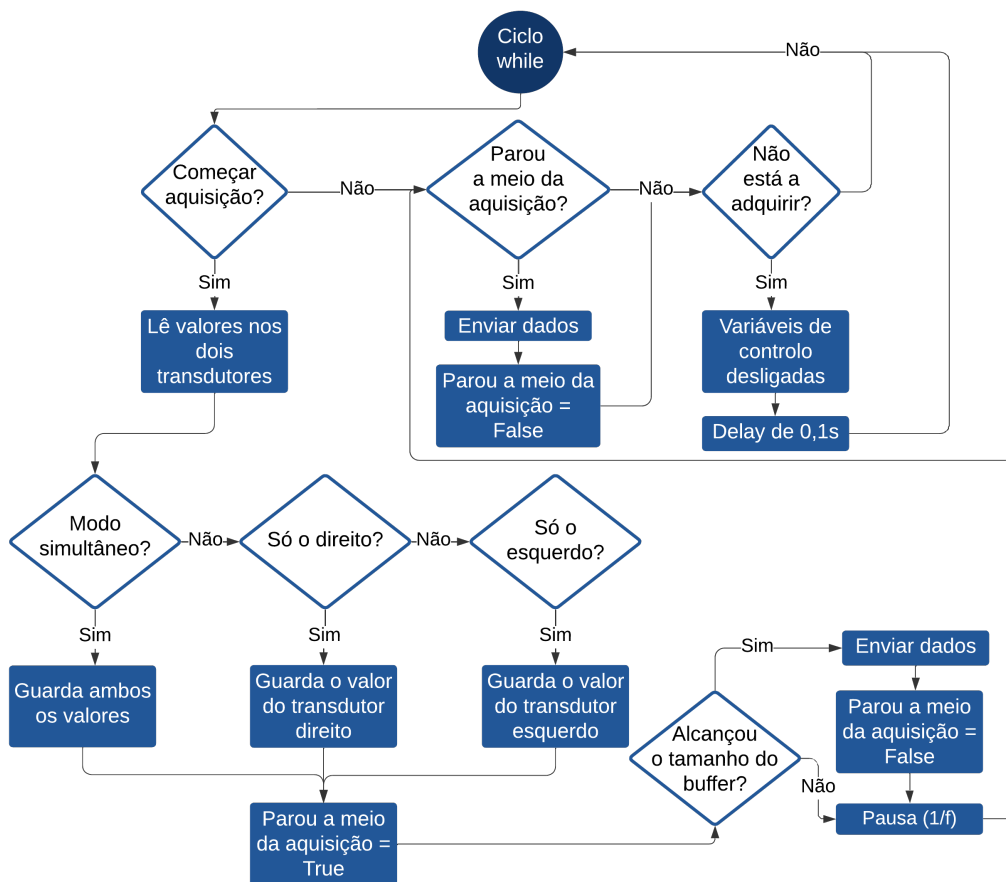


Figura 4.5: Fluxograma da *thread* de aquisição.

4.2.2 Serviço da base de dados

A base de dados escolhida para o protótipo é a *MariaDB*. Esta trata-se de um sistema de acesso aberto para criar e manipular bases de dados relacionais, frequentemente usada em sistemas operativos *Linux*. A principal vantagem trata-se da quantidade de ferramentas, como o *Pymysql*, que permitem a sua fácil integração em aplicações [37]. A linguagem usada para operar a *MariaDB* é SQL (*Structured Query Language*). No que diz respeito à estrutura de tabelas usadas, esta encontra-se esquematizada na figura 4.6.

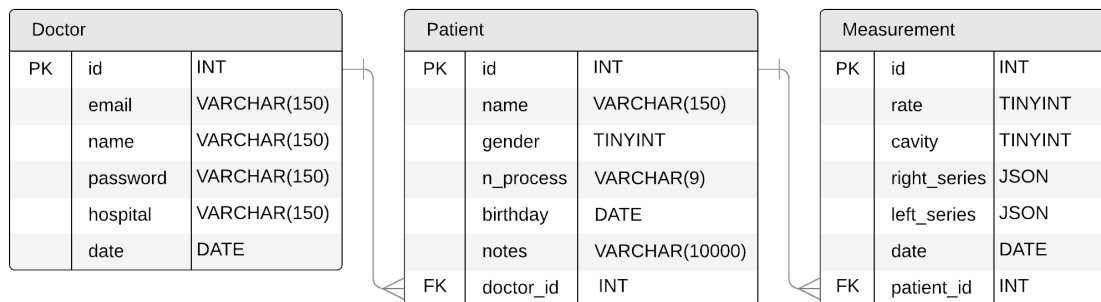


Figura 4.6: Esquema da base de dados usada.

As relações entre as tabelas “Doctor”/“Patient” e “Patient”/“Measurement” são ambas 1 para N, ou seja, várias entradas nas tabelas “Patient” e “Measurement” podem estar associadas à mesma entrada nas tabelas “Doctor” e “Patient”, respetivamente. A existência da tabela “Doctor” é importante na perspetiva de segurança de dados, uma vez que com a introdução de utilizadores na aplicação é possível garantir que cada utilizador consegue aceder apenas aos dados dos seus pacientes. Adicionalmente, é de realçar que a palavra-passe do utilizador é codificada recorrendo ao algoritmo de *hashing*, SHA256.

No que diz respeito ao serviço da base de dados, foi criada a classe *DataHandler* cujo propósito é aceder à base de dados e fazer operações sobre esta, como por exemplo, listar, adicionar ou contar número de entradas. No apêndice A encontra-se a tabela A.1 com os vários métodos desta classe. Tomou-se esta abordagem com o objetivo de simplificar e estruturar o código, facilitando a sua leitura e escrita durante o seu desenvolvimento. O serviço em questão consiste numa única MQTT *thread*, e tal como no serviço de aquisição, o seu propósito é permitir a ligação ao *broker* para enviar e receber mensagens do serviço da interface gráfica. De um modo geral, o funcionamento deste serviço é o seguinte: o serviço da interface gráfica publica uma mensagem no tópico “db/commands”, sendo que esta *string* apresenta o seguinte formato COMANDO | DADO_0 | DADO_1 | ... | DADO_N. Por sua vez, o serviço da base de dados separa a *string* e compara o “COMANDO” com os vários comandos que foram programados, de seguida atribui a variáveis apropriadas os dados que se encontravam na mensagem e um objeto *DataHandler* aplica um dos seus métodos para realizar a operação especificada. Na eventualidade, do comando envolver o envio de dados para o serviço da interface gráfica, estes são publicados no tópico “db/data” pelo serviço da base de dados.

4.2.3 Serviço da interface gráfica

Como mencionado anteriormente, é possível aceder à interface gráfica do protótipo enquanto na rede *wifi* criada pelo RPI Zero, sendo que esta aplicação *web* foi desenvolvida com recurso à biblioteca de acesso aberto *Flask*. De modo simplificado, a aplicação possui dois componentes: a *front-end* e a *back-end*. A *front-end* consiste na concretização gráfica propriamente dita da interface, ou seja, tudo aquilo que é visível por parte do utilizador. Para o desenvolvimento desta usou-se HTML, CSS e Javascript, sendo que as duas primeiras permitem inserir e personalizar elementos nas páginas, respetivamente. Já o Javascript foi usado para criar dinamismo e também para adicionar gráficos, recorrendo à biblioteca *Chart.js*. Por outro lado, a *back-end* diz respeito a toda a lógica de programação que permite o funcionamento correto da aplicação, sendo que esta foi programada em *Python* [38].

O serviço apresenta como componentes principais novamente uma MQTT *thread* e uma aplicação *Flask*, que está a ser servida pelo RPI Zero. Todas as páginas da interface gráfica encontram-se no apêndice C. O uso da interface segue o esquema da figura 4.7.

Ao aceder à aplicação aparece o formulário de *Login*. Caso o utilizador não exista ainda no sistema, terá de criar a sua conta através do link presente no formulário. Ao entrar, o utilizador é redirecionado para a página “Perfil”, onde se encontram do lado esquerdo as informações da conta e do lado direito uma tabela com todos os seus pacientes. É possível pesquisar na tabela pacientes pelo seu nome, através da barra de pesquisa que se encontra por cima desta.

Para visualizar os dados de um paciente, carrega-se no “+” que se encontra em todas as entradas da tabela. Caso o paciente não esteja ainda na base de dados é necessário adicioná-lo, selecionando no menu o botão “Novo paciente”. Após preencher o formulário, o utilizador é redirecionado para o “Perfil” encontrando o novo paciente na primeira entrada da tabela. Ao selecionar o paciente, entra-se no perfil do mesmo.

No perfil do paciente, novamente, do lado esquerdo encontram-se os seus dados e uma caixa de texto, onde o utilizador poderá adicionar observações relevantes, e do lado direito uma tabela com todas as medições associadas ao mesmo. Nesta tabela também é possível procurar por entradas específicas usando uma data.

Para realizar uma nova aquisição carrega-se no botão, com o mesmo nome, que se encontra por cima da tabela. O utilizador é redirecionado para a página da aquisição, onde pode selecionar o modo de funcionamento e também a taxa de amostragem, sendo que esta está limitada entre 1 e 15 Hz. Ao carregar em “Começar aquisição”, o sinal de pressão aparece no gráfico desta página e é atualizado sempre que se recebem valores do serviço de Aquisição. Para terminar, carrega-se no botão “Parar aquisição”, sendo possível guardar ou descartar a mesma, na eventualidade de não ser satisfatória. De modo a visualizar e posteriormente exportar as medições é necessário selecionar o “+” que se encontra numa entrada da tabela do perfil do paciente. O ficheiro exportado trata-se de um CSV com os dados do paciente, os parâmetros da aquisição, os sinais e também os máximos e mínimos de cada ciclo respiratório.

Os máximos e mínimos foram calculados a partir dos sinais, seguindo o seguinte racional: encontrar zeros do sinal; separar estas regiões e obter o máximo absoluto de cada região.

É de realçar que foram usados pedidos AJAX (*Asynchronous JavaScript and XML*) em diversos locais da aplicação, de modo a evitar o recarregamento inteiro da página, sendo que os mais evidentes são durante a aquisição no gráfico, e também nas tabelas quando se fazem pesquisas ou quando se navega nas mesmas. Cada página da tabela encontra-se limitada a 8 entradas.

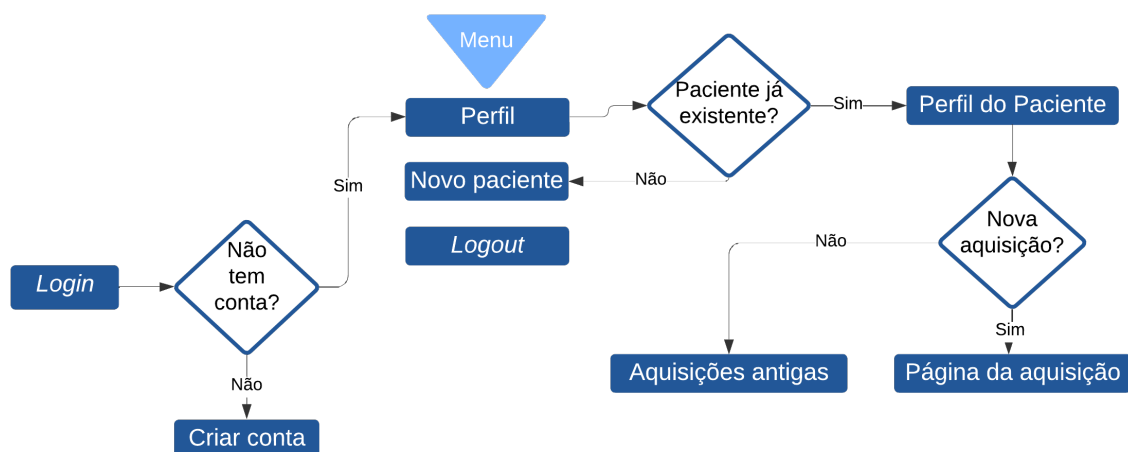


Figura 4.7: Fluxograma da aplicação web da perspectiva de um utilizador.

4.2.4 Serviço de *watchdog*

O serviço de *watchdog* ou “cão de guarda” não está diretamente relacionado com a lógica de funcionamento por detrás do protótipo, sendo que se trata de uma medida de precaução. Para o correto funcionamento do sistema são necessários os três serviços apresentados anteriormente. Como existe a possibilidade de algum deles parar de estar ativo devido a algum erro de execução, é uma mais valia a introdução de um *watchdog*. Este monitoriza os vários serviços periodicamente, de modo a garantir que todos se encontram a funcionar corretamente.

Dada a abordagem de microsserviços, é relativamente simples averiguar o estado de cada um através de determinados comandos do sistema, assim sendo, o serviço de *watchdog* consiste num ciclo que verifica a cada 60 segundos o estado dos serviços e também erros específicos presentes no *journal* dos serviços, caso algum se encontre inativo ou registe algum erro então o serviço é reiniciado. A principal vantagem deste método é, na eventualidade de ocorrer algum erro, parte do sistema poder voltar a ser ativada sem ser necessário desligar o dispositivo.

METODOLOGIA

O método de teste do dispositivo, consistiu em realizar medições de pressão em modelos anatomicamente realistas das cavidades nasais, enquanto são ventiladas por diferentes fluxos. Optou-se por este método de validação face à aquisição de dados em clínica, uma vez que como a unidade de medição de pressão é uma otimização de um pré-protótipo o método de aquisição, isto é, o uso de um cateter milimétrico e de um transdutor de pressão diferencial, já foi previamente testado em [14] e [15], sendo que relataram resultados promissores tanto na aquisição como na tolerância por parte dos pacientes. No entanto, é de realçar que estes testes, apresentam algumas desvantagens, como por exemplo, o número reduzido de medições dado o número de pacientes e a falta de controlo no que toca ao congestionamento nasal.

Deste modo, e tendo em conta a crescente relevância das CFD no estudo da dinâmica nasal, ponderou-se desenvolver um método que futuramente possa ser usado para comparar os resultados das simulações com dados adquiridos a partir de uma versão física do modelo simulado. Esta comparação é considerada relevante, pois uma das principais limitações das CFDs é a assunção frequente, de um fluxo de ar laminar, que embora seja válido para fluxos baixos é condicionado pela anatomia das cavidades nasais de cada indivíduo. Para além disto, o uso de modelos permite-nos realizar um elevado número de medições e evita os inconvenientes do congestionamento nasal.

No que diz respeito às medições realizadas, tem-se dois tipos de modelos: completos e seccionados. Nos completos realizaram-se medidas nas duas cavidades, direita e esquerda, com o cateter na proximidade do septo nasal; nos seccionados o cateter inseriu-se nos meatos inferior e médio. Estas medidas foram feitas com valores diferentes de fluxo máximo, 10, 15, 20, 25 e 30 L/min. Deste modo, realizaram-se um total de 40 medições diferentes, cada uma delas com 6 ciclos respiratórios. Para além de permitir o teste do dispositivo de medida, este método permite averiguar, no caso dos modelos completos, o impacto da anatomia de diferentes cavidades na pressão e, no caso dos modelos seccionados, possíveis diferenças de pressão no interior da mesma cavidade. Na figura 5.1, encontra-se a posição do cateter no interior dos modelos seccionados.

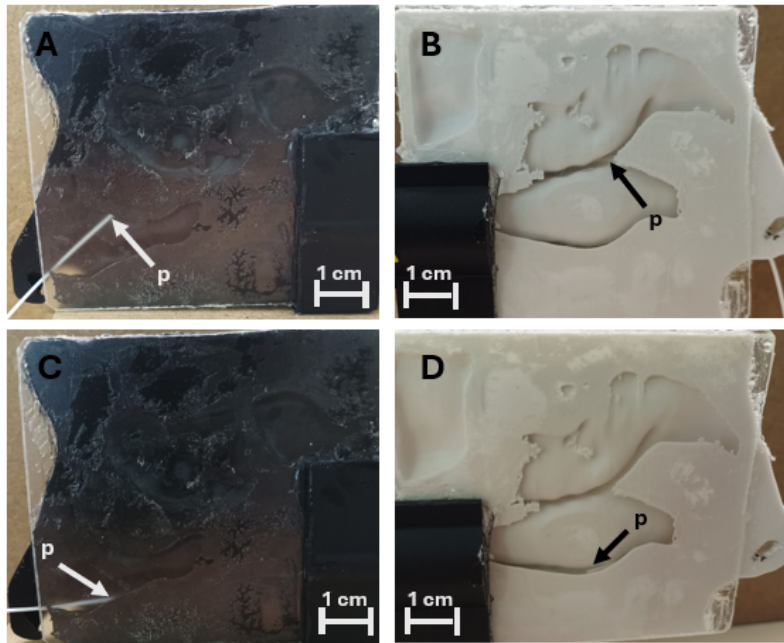


Figura 5.1: Posição do cateter nos diferentes modelos. A e B - Meato médio, C e D - Meato inferior. A letra p indica a posição do cateter.

Nos capítulos 6 e 7 são descritos o desenvolvimento do dispositivo para ventilar os modelos e os próprios modelos.

DESENVOLVIMENTO DO VENTILADOR

Com o objetivo de validar a unidade de medição de pressão foram desenvolvidos modelos anatomicamente realistas da cavidade nasal, cuja produção será descrita em mais detalhe no capítulo seguinte. Tendo estes modelos, é fundamental conseguir ventilá-los com um fluxo de ar realista e também de uma forma automatizada, de modo a reduzir erros humanos. Por estes motivos, foi então desenvolvido um ventilador, que possibilita ajustar o fluxo máximo e volume de ar mobilizado em cada ciclo respiratório.

O ventilador é composto pelos seguintes componentes: reanimador balão-válvula-máscara; atuador linear; transdutor de fluxo e microcontrolador. Novamente, na tabela [A.8](#) encontram-se todos os materiais usados e os respectivos preços.

6.1 Reanimador balão-válvula-máscara

O reanimador usado apresenta um volume de 1,5 L e encontra-se disponível na seguinte referência [39]. Estes reanimadores apresentam duas válvulas unidirecionais em posições opostas do reanimador. Neste sistema o ar é expelido pelo local da máscara do reanimador e enchido pela válvula na parte posterior. Como o objetivo deste ventilador é simular fluxos de ar de uma expiração e inspiração normal foi necessário remover a válvula unidirecional da zona da máscara e vedar a válvula de enchimento, deste modo garantiu-se que o ar se desloca por uma única entrada.

6.2 Atuador linear

Tendo um reanimador, é necessário arranjar um mecanismo capaz de o pressionar para automatizar o processo. A forma mais simples de alcançar este efeito é recorrendo a um atuador linear, sendo que este necessita de apresentar uma força suficientemente grande para não só comprimir o reanimador, mas também conseguir fazê-lo num curto espaço de tempo. Como não foi possível encontrar um atuador linear que satisfizesse estas características foi necessário desenvolver um.

As peças deste componente foram modeladas recorrendo ao software de CAD (*Computer Aided Design*) *Fusion 360* e posteriormente impressas com PLA (*Polylactic acid*). O atuador, presente na figura 6.1, consiste numa calha, onde se imobiliza o motor, e uma cremalheira. Por sua vez, a cremalheira trata-se de uma roda dentada e um pistão que apresenta trilho dentado, sendo que o propósito desta é converter o movimento rotacional do motor num movimento retilíneo. A área de compressão do pistão é 45,5 cm². Inicialmente, esta área era significativamente menor, 9 cm², porém mostrou-se incapaz de mobilizar um volume de 500 mL.

Embora peças fabricadas por impressão 3D não apresentem propriedades mecânicas tão boas como peças maquinadas, nomeadamente a sua resistência à fadiga e uso, numa perspetiva de prototipagem é muito vantajoso devido ao seu baixo custo, rápida produção e versatilidade. Dado o facto destas peças estarem sujeitas a um esforço mecânico considerável, foram impressas com uma percentagem de *infill* de 80 % e com 4 perímetros exteriores.

O motor escolhido foi o Nema 23 Motor passo a passo de torque 1,9 N m da *STEP-PERONLINE*. Este foi escolhido tendo por base o artigo [40] e também testes empíricos com motores com um torque de retenção menor. Sabendo que o raio da roda dentada é, aproximadamente, 7,5 mm e que o torque do motor é 1,9 N m é possível estimar a força máxima do atuador linear a partir da relação:

$$T = F \cdot r \Rightarrow F_{\max} = 253,3 \text{ N}$$

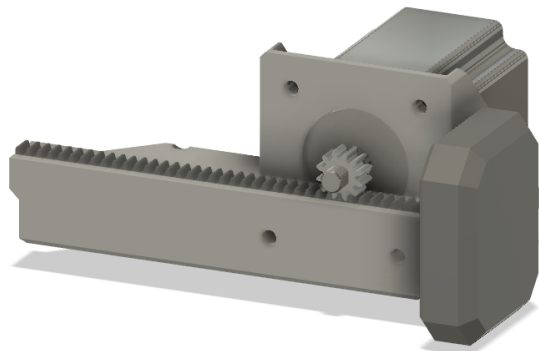


Figura 6.1: Modelo do atuador linear no *Fusion 360* (18X9X7 cm). No apêndice G encontram-se os desenhos técnicos.

As características mais relevantes do motor encontram-se na tabela A.5, sendo que para mais informações dever-se-á consultar o *datasheet* em [41].

Dado o consumo elétrico deste motor (3 A), é necessário escolher um *driver* que o satisfaça. Optou-se pelo TB6600 *Stepper Motor Driver*, este é compatível com diferentes microcontroladores e é capaz de fornecer uma corrente máxima de 4 A. Para além disso, permite o controlo da direção e da velocidade de rotação e possibilita ainda o uso de micropassos. As suas propriedades elétricas mais relevantes encontram-se na tabela A.6. No caso específico do atuador, selecionou-se a corrente pico de 3,2 A e o micropasso de 4. É

de realçar que o micropasso foi selecionado com base em testes empíricos, pois a variação deste parâmetro leva à variação da velocidade de rotação e do torque alcançado durante o funcionamento. Como o micropasso é de 4, o motor realiza uma rotação completa a cada 800 passos, em vez de 200.

6.3 Transdutor de fluxo

Ao escolher o transdutor de fluxo foi necessário ter em consideração diferentes parâmetros, nomeadamente, a escala a selecionar, a orientação de medição e a precisão deste. No que diz respeito à escala, pretendeu-se simular fluxos similares à respiração normal de repouso, cujos valores variam entre indivíduos de 7,5 a 30 L/min [42]. Como é importante medir o fluxo tanto na expiração como na inspiração o transdutor terá de ser bidirecional. Segundo o racional anterior, optou-se pelo transdutor SFM3400 da *Sensirion*. Este transdutor digital apresenta uma escala de ± 33 L/min e é bidirecional. A sua precisão é de 3 % do valor medido. Esta precisão corresponde a uma incerteza do instrumento de $\pm 0,9$ L/min no fluxo mais elevado desejado, 30 L/min. Para além destas características encontram-se na tabela A.7 algumas propriedades do transdutor, sendo que para mais informação deve-se consultar a referência [43]. Segundo a folha técnica, possíveis aplicações médicas deste são: monitores respiratórios; medidores do fluxo expiratório; ventiladores; entre outras.

No que diz respeito ao seu funcionamento, este transdutor apresenta um sensor térmico de fluxo de massa, um amplificador, um ADC (*Analogue to Digital Converter*), uma memória EEPROM (*Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory*), um circuito de processamento de sinal digital e uma interface de comunicação. O sensor térmico de fluxo de massa, baseia-se no efeito da convecção da temperatura durante a passagem de gás que varia consoante a velocidade do mesmo. Como se pode ver na figura 6.2, existem dois sensores de temperatura a montante e a jusante do sensor, e entre estes existe um elemento de aquecimento. Aquando da passagem de ar, a diferença de temperatura sentida pelos dois sensores encontra-se relacionada com o fluxo do mesmo [44].

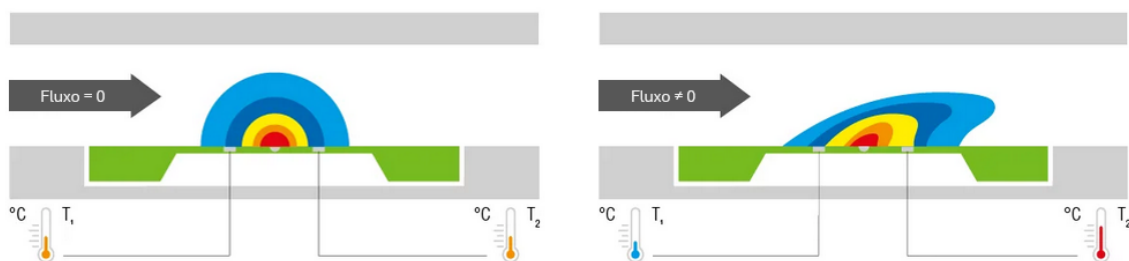


Figura 6.2: Esquema do funcionamento do transdutor de fluxo adaptado de [44].

Relativamente à comunicação com este transdutor, esta é feita segundo protocolo I²C, à semelhança dos transdutores de pressão.

6.4 Microcontrolador

Inicialmente, ponderou-se usar o microcontrolador *Arduino R3*, no entanto verificou-se que com este não era possível controlar o motor e medir valores de fluxo em simultâneo, pois à semelhança de um *delay*, o controlo do motor bloqueava o código até acabar o movimento. Este comportamento deve-se ao facto de o processador do *Arduino R3* ter um único *core*. Deste modo, existem duas formas de ultrapassar este problema, ou implementa-se dois *Arduino R3* estando cada um responsável por uma tarefa, ou escolhe-se um microcontrolador com um processador com mais do que um *core* programável. Esta última foi a solução implementada.

O microcontrolador usado foi o *Raspberry Pi Pico W* (RPI Pico). Este microcontrolador integra o RP2040 que possui um processador dual-core simétrico. Adicionalmente, tem uma memória *flash* de 2 MB, consideravelmente superior aos 32 kB do *Arduino R3*, e permite comunicação I²C [45]. No que diz respeito à alimentação, este microcontrolador suporta tensões entre os 1,8 e 5,5 V e apresenta um consumo de corrente inferior a 80 mA, sendo que este valor depende do código a executar [46].

Relativamente à programação do RPI Pico, esta habitualmente é feita usando *MicroPython*, no entanto é possível usar o IDE do *Arduino*, usando como linguagem de programação C++ através do pacote presente na referência [47]. Por uma questão de familiaridade com este IDE e também pela possibilidade de usar bibliotecas do *Arduino*, optou-se por C++. Um programa típico de microcontrolador apresenta um *Setup* e um *Loop*. O *Setup* é chamado uma única vez quando o microcontrolador é ligado e tem como propósito inicializar variáveis, configurar o modo dos pinos e inicializar bibliotecas. Por outro lado, o *Loop* como o nome indica repete-se até o microcontrolador ser desligado e consiste no programa propriamente dito. De modo a programar cada *core* do RPI Pico, é necessário ter duas funções de *Setup* e *Loop*, uma para cada *core*. É de salientar que é o pacote anteriormente mencionado que permite esta programação.

O programa desenvolvido pode ser separado em duas componentes principais: o código que controla o motor e o que adquire dados do transdutor. O *setup* do controlo do motor define dois pinos como *output*, enquanto o *setup* da aquisição de dados estabelece a comunicação I²C e inicia a mesma, enviando ao transdutor dois bytes. O RPI Zero, resumidamente, inicia os ciclos de extensão e retração do atuador com uma determinada distância e velocidade. Ao longo dos ciclos e em simultâneo, está a ser calculado o volume de ar mobilizado durante a compressão e o fluxo máximo nas duas fases respiratórias. Consoante estes valores, a velocidade e a distância de movimento do atuador são ajustadas de modo a alcançar determinados valores alvo. Este comportamento encontra-se esquematizado na figura 6.3, e para o alcançar foram escritas várias funções auxiliares que serão explicadas abaixo.

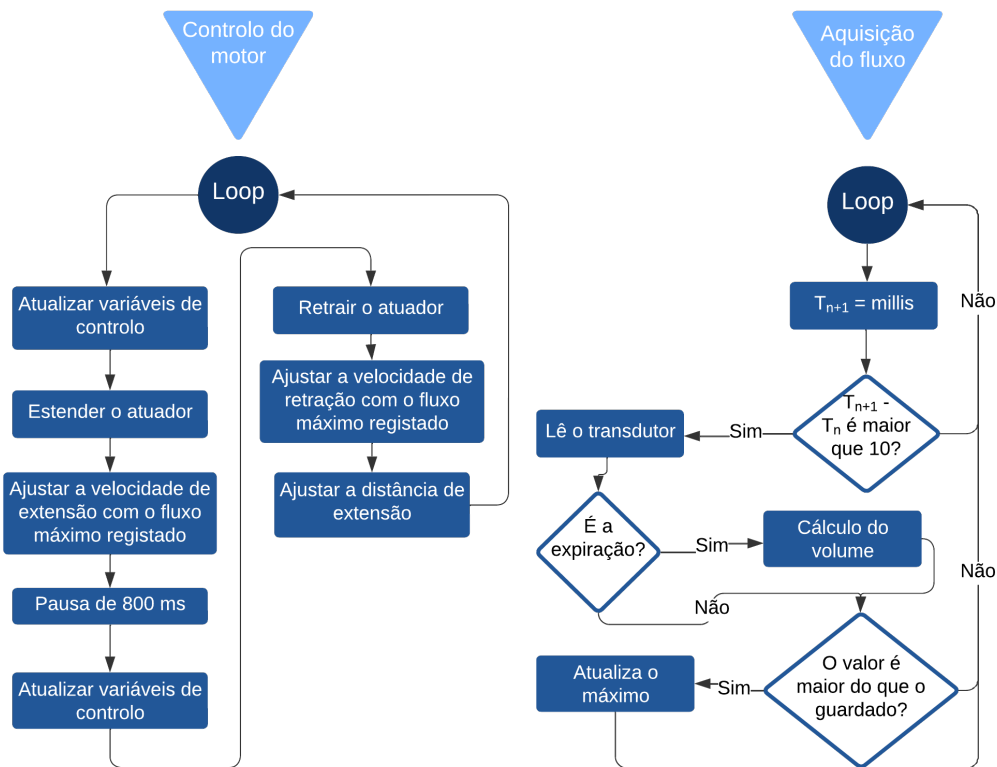


Figura 6.3: Fluxograma da programação do microcontrolador.

Para acionar o motor foi criada a função *move*, esta resumidamente produz uma onda quadrada através de um ciclo *for*, sendo que este repete-se até alcançar o número de passos desejados. O controlo da direção e da velocidade é feito pelo estado (*HIGH* ou *LOW*) do pino de direção e pela largura do pulso, respetivamente.

A função *readSensor* lê e converte em fluxo os *bytes* transmitidos pelo transdutor e guarda em variáveis globais os valores máximos do fluxo e o volume de ar expirado. A comunicação com o transdutor é feita com recurso à biblioteca *Wire*. Este transdutor requer a leitura de 3 bytes, sendo que o primeiro é o mais significativo, o segundo o menos e o terceiro o de *acknowledge*. De seguida, os dois primeiros *bytes* são combinados e convertidos em fluxo segundo a função de conversão presente na folha técnica. Para guardar os máximos e calcular o volume, foram usadas variáveis globais booleanas, que são modificadas durante o controlo do motor e permitem, de certo modo, sincronizar os processos dos dois *cores* garantindo que se guarda o fluxo máximo de cada fase e também, que o volume é calculado apenas com os valores de fluxo medidos durante a expiração.

Para ajustar a velocidade do motor foi criada a função *calculatePw*, esta recebe como argumentos a largura de pulso e o fluxo. É calculado o erro associado a este fluxo máximo comparando-o com o valor desejado, e de seguida, se o desvio em relação ao objetivo for superior a 2 L/min, a largura de pulso aumenta ou diminui consoante se o objetivo for diminuir ou aumentar a velocidade, respetivamente. Adicionalmente, no final da função foram adicionadas condições de segurança que impedem a largura de pulso

de exceder determinados valores. O desvio de 2 L/min foi escolhido através de testes empíricos, inicialmente este era 1 L/min, no entanto verificou-se que o ventilador tinha muita dificuldade em estabilizar. Como as medições seriam feitas após este período de estabilização decidiu-se aumentar este valor.

Para ajustar a distância de extensão, criou-se a função *calculateDistance*, que usa um racional semelhante ao anterior. Com a exceção de que o desvio do volume tem de ser inferior a 50 mL e o parâmetro a ser ajustado é o número de passos.

De modo a programar os ciclos de extensão e retração do atuador foi criada a função *controlStepper*. Primeiramente o motor move-se numa direção, ao terminar, a velocidade de extensão é ajustada através da função *calculatePw*. Após uma pequena pausa de 800 ms, o motor move-se na direção contrária e sofre um ajuste à velocidade de retração. No fim, é ajustada a distância de deslocamento com a função *calculateDistance*. É de mencionar, que na função *controlStepper* são alteradas as variáveis globais booleanas que indicam a fase do ciclo. Esta função é chamada em *loop* num dos *cores* e intercalada com um *delay* de 1200 ms, este valor foi escolhido tendo em conta que para fluxos elevados o reanimador demora mais tempo a encher do que o pistão a retrair.

No outro *core*, a aquisição foi feita com chamadas sucessivas à função *readSensor* com uma taxa de amostragem de 100 Hz. Esta frequência é significativamente superior à frequência mínima do teorema de *Nyquist*, 2 Hz, e foi escolhida sabendo que era necessário fazer o integral do fluxo para obter o volume de ar.

6.5 Montagem e organização do sistema

Com todos os componentes mencionados anteriormente, resta arranjar uma fonte de alimentação que satisfaça as necessidades elétricas do sistema. A fonte de alimentação escolhida foi a OR-ZL-1633 da *Orno* [48], esta apresenta uma potência de 60 W e é capaz de fornecer 12 VDC e uma corrente máxima de 5 A. Os 12 VDC são necessários para o funcionamento do *driver* do motor, no entanto como o transdutor de fluxo e o microcontrolador requerem uma tensão de 5 VDC, foi necessário adicionar um módulo conversor de tensão. O escolhido é baseado no módulo DC-DC LM2596S sendo possível ajustar a tensão de saída com um potenciômetro. Este tem um limite de corrente de 2 A e pode-se encontrar a folha técnica na seguinte referência [49].

No que diz respeito à montagem do sistema, esta foi feita segundo o esquema elétrico do apêndice D. Foram adicionados ainda um interruptor e um fusível de 500 mA do lado da alta tensão, por uma questão de segurança.

O ventilador foi montado numa caixa de madeira e organizado como se encontra na figura 6.4. Do lado esquerdo encontra-se o local onde o reanimador foi imobilizado. Como é necessário o atuador encontrar-se ao centro do reanimador, teve de se fazer uma plataforma para este. No centro do dispositivo encontra-se o atuador com o motor, o *driver* do motor, o microcontrolador e o conversor de tensão. Finalmente, no lado direito encontra-se a fonte de alimentação e o fusível.

Optou-se por este material devido à rápida implementação do protótipo dadas as dimensões do mesmo. Ainda se adicionaram umas pegas de lado para facilitar o transporte.

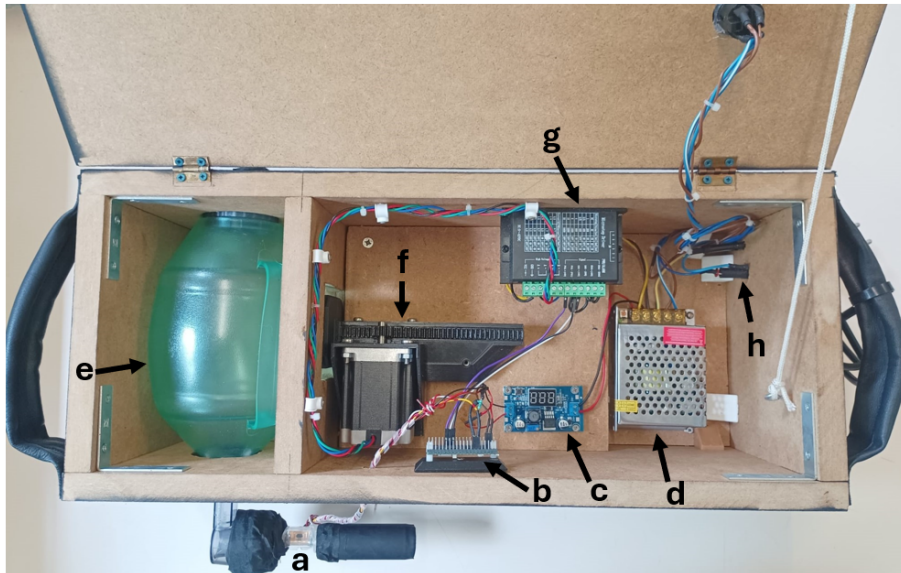


Figura 6.4: Ventilador com a tampa aberta (54X24X20 cm). a - Transdutor de fluxo, b - Microcontrolador, c - Conversor de tensão, d - Fonte de alimentação, e - Reanimador, f - Atuador linear, g - *Driver* do motor, h - Fusível

DESENVOLVIMENTO DOS MODELOS

Como mencionado anteriormente, foram produzidos modelos anatomicamente realistas das cavidades nasais com o objetivo de os acoplar ao ventilador e, deste modo, realizar medições com o protótipo do medidor de pressão.

Os modelos, presentes na figura 7.1, foram modelados a partir de TCs disponíveis na seguinte referência [50]. Este *site* consiste num repositório de modelos anatómicos e de imagens médicas para impressão 3D, tendo-se encontrado duas imagens médicas de livre acesso que apresentassem as cavidades nasais com detalhe suficiente para modelar.



Figura 7.1: Modelos das cavidades nasais produzidos. Do lado esquerdo encontra-se o modelo B (9,5X7,8X4 cm) e do lado direito o modelo A (8,5X7X5,7 cm).

A modelação foi feita recorrendo a diferentes *softwares*, nomeadamente, o *3D Slicer* e o *Fusion 360*. O *3D Slicer* é um *software* grátis e de acesso aberto onde se pode visualizar, processar, segmentar e analisar imagens médicas tridimensionais. Estas imagens encontram-se no formato DICOM e consistem num conjunto de imagens ao longo dos três planos anatómicos. Cada TC apresentava cerca de 200 imagens para cada plano.

O processo seguido para a modelação neste programa foi o seguinte: primeiramente selecionou-se o volume a processar eliminando o restante, de seguida aplicou-se um *threshold*, cujo valor variou entre as duas imagens. *Thresholding* é uma técnica de segmentação de imagem que converte uma imagem em *grayscale* para binário, ou seja, ao

estabelecer um *threshold*, todos os pixéis com um valor de intensidade inferior a este serão convertidos para 0, enquanto os superiores para 1. Após a aplicação desta técnica a maior parte das imagens estavam segmentadas, sendo que se verificaram todas, corrigindo-se manualmente regiões que estivessem erradas. É de mencionar que se tentou aplicar outras técnicas de segmentação, como por exemplo, *region growing* mas os resultados não melhoraram tendo-se optado pelo processo descrito anteriormente.

Os modelos obtidos no *3D Slicer*, ilustrados na figura 7.2, possuíam ainda cavidades resultantes dos seios paranasais, nomeadamente os maxilares e frontais. Como estes foram cortados ao selecionar o volume de interesse, é necessário preenchê-los garantindo que o fluxo de ar se desloca apenas pelas cavidades nasais. Para realizar esta operação foi então usado o *Fusion 360*.

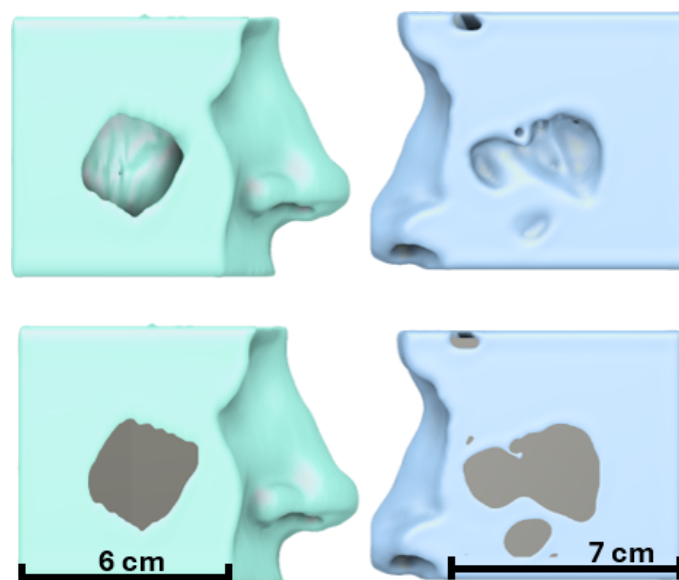


Figura 7.2: Modelos antes e após tratamento no *Fusion 360*. As cavidades presentes nos modelos em cima foram preenchidas.

No que concerne à impressão, dado os detalhes da estrutura no interior das cavidades, os modelos foram impressos na orientação que promovia o menor número de suportes no interior destas. Os eventuais suportes que foram necessários foram removidos posteriormente. Quanto ao material utilizado os modelos B (cor negra) foram impressos em PLA enquanto os modelos A (cor branca) foram impressos em TPU (do inglês, *Thermoplastic polyurethane*), sendo que este material é um pouco mais flexível do que o PLA, com uma dureza de 98A. Os parâmetros de impressão usados mais relevantes encontram-se na tabela A.3.

Para além dos modelos completos foram ainda impressas duas secções de cada um. Estas metades foram então revestidas com acrílico, de modo permitir visualizar a posição do cateter durante as medições. Após o desenvolvimento dos modelos, foram fabricados adaptadores que permitissem acoplá-los ao bocal do ventilador.

7.1 Análise anatômica dos modelos

De modo a verificar a integridade dos modelos completos realizou-se uma endoscopia. No que concerne ao modelo A, nas imagens 7.3, é possível ver as conchas nasais inferiores e o início do meato correspondente. Consta-se que a cavidade esquerda apresenta uma entrada mais estreita do que a cavidade direita.

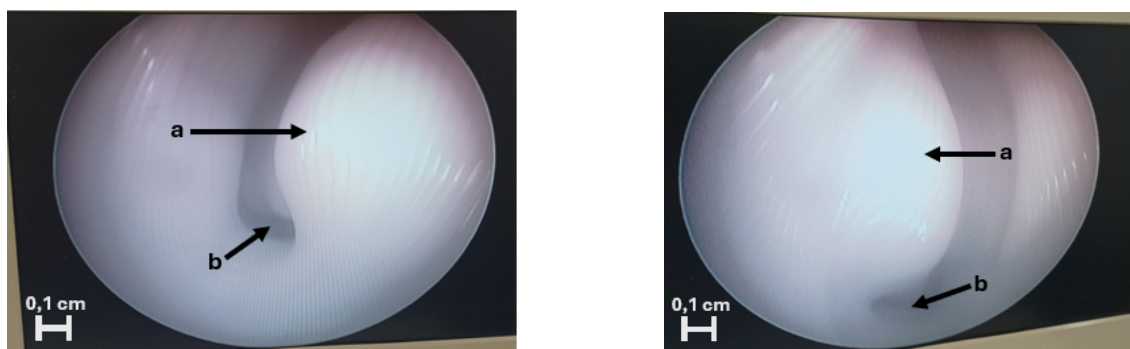


Figura 7.3: Vista anterior do modelo A, obtida através de uma endoscopia. A imagem da direita corresponde à cavidade direita e a da esquerda à cavidade esquerda. a - Concha nasal inferior; b - Meato Inferior.

A imagem 7.4 corresponde à vista posterior da cavidade nasal, sendo possível observar as conchas nasais inferiores e médias de ambas as cavidades e o septo nasal. Verifica-se ainda que a terminação da cavidade direita é mais estreita do que a cavidade esquerda. Adicionalmente, no apêndice E, encontram-se imagens que permitem ver as conchas médias com maior detalhe.

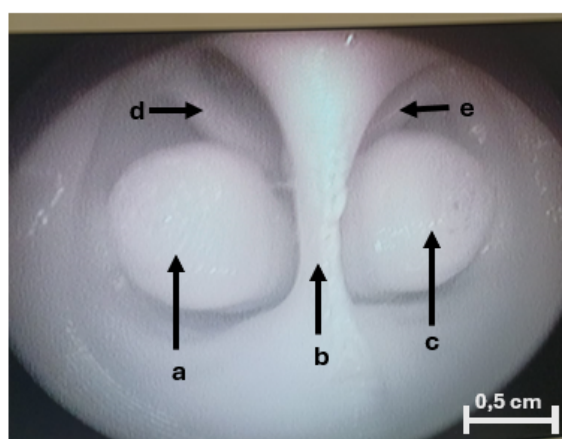


Figura 7.4: Vista posterior do modelo A, obtida através de uma endoscopia. a - Concha média esquerda; b - Concha inferior direita; c - Septo nasal; d - Concha média esquerda; e - Concha média direita.

Relativamente ao modelo B, dada a cor do material não foi possível obter imagens tão claras como as do modelo A. Não obstante, na imagem 7.5, é possível verificar que existe uma perfuração do septo no início das cavidades. Esta irá impactar o fluxo através da cavidade, uma vez que as duas cavidades já não são independentes.



Figura 7.5: Vista anterior da cavidade esquerda do modelo B, obtida através de uma endoscopia. a - Perfuração do septo.

7.2 Procedimento Experimental

O procedimento adotado passa por primeiro acoplar o modelo ao ventilador, seguido do posicionamento do cateter. No cateter foi presa uma fita amarela, como se pode ver na figura 7.6, de modo a garantir que a porção no interior dos modelos é aproximadamente a mesma.



Figura 7.6: Montagem de aquisição de dados com o modelo B completo. Este é acoplado ao bocal do ventilador e foi inserida na cavidade esquerda o cateter milimétrico.

Após especificar o fluxo máximo no código do ventilador e preparar o dispositivo de medição de pressão, dá-se início à aquisição. Durante a aquisição pretende-se medir 6 ciclos respiratórios, após a estabilização do ventilador. Previamente foram procurados experimentalmente, os melhores parâmetros iniciais para o ventilador estabilizar com 2 a 3 ciclos, estes encontram-se na tabela 7.1.

Com o objetivo de não perturbar desnecessariamente a posição do cateter, as medições para uma dada posição e modelo foram feitas de seguida, segundo a ordem crescente do fluxo máximo. A taxa de amostragem escolhida para a série de pressão foi 10 Hz, esta foi escolhida tendo em conta que o ciclo de compressão/enchimento mais rápido dura cerca

Tabela 7.1: Parâmetros iniciais do ventilador para os diferentes fluxos máximos.

Fluxo (L/min)	Largura de pulso expiração (μ s)	Largura de pulso inspiração (μ s)	Número de passos
10	1800	1550	
15	1200	1050	
20	900	650	1300
25	700	500	
30	550	250	

de 1 s, como tal, e de acordo com o teorema de *Nyquist* a taxa de amostragem mínima deste sinal é cerca de 2 Hz.

ANÁLISE DE RESULTADOS

8.1 Análise dos sinais

De cada medida realizada existem duas séries de dados, uma referente à pressão medida pelo protótipo e outra referente ao fluxo de ar no modelo, medida pelo ventilador. Um exemplo de uma medição encontra-se na figura 8.1, esta refere-se ao fluxo máximo de 30 L/min na cavidade esquerda do modelo A completo.

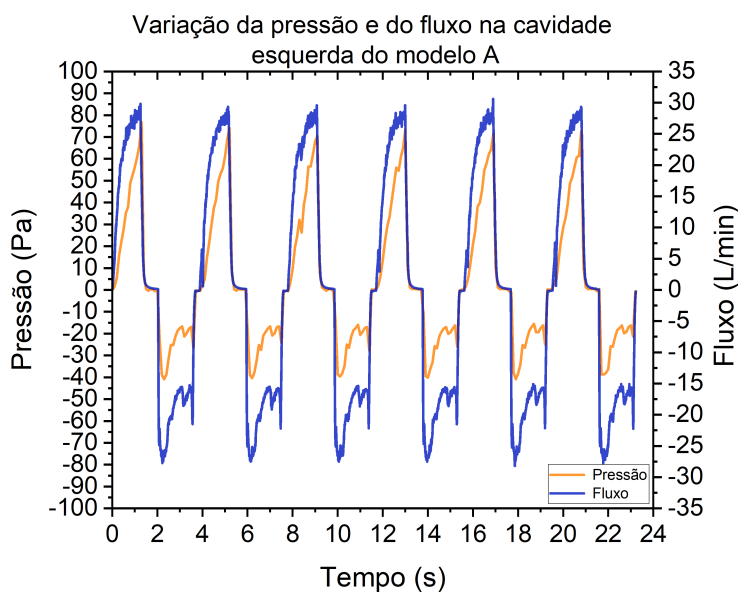


Figura 8.1: Sinais de fluxo e pressão adquiridos no ensaio de fluxo máximo de 30 L/min na cavidade esquerda do modelo A completo.

Nesta é possível identificar 6 ciclos respiratórios, sendo que a porção positiva corresponde à expiração (compressão do reanimador) e a parte negativa à inspiração (enchimento do reanimador). Adicionalmente, é possível identificar transições abruptas entre a expiração e inspiração associadas à paragem do movimento do motor entre etapas respiratórias do ventilador. É possível também constatar a periodicidade do sinal ao longo dos vários ciclos.

Na fase de expiração, o sinal de fluxo apresenta um aumento rápido até aos 23 L/min, seguido de um aumento mais ligeiro até os 30 L/min, sendo que nesta porção existe um pouco de ruído. Na inspiração é possível identificar picos no sinal de fluxo e consequentemente no de pressão, sendo que estes são mais comuns nas medidas com fluxo de 30 L/min e está associado ao movimento do reanimador durante o enchimento. Embora o reanimador tenha sido imobilizado esta revelou-se insuficiente para a deformação rápida associada ao funcionamento do ventilador com o fluxo máximo de 30 L/min.

No que diz respeito ao sinal de pressão este apresenta a forma do sinal de fluxo, sendo que não apresenta tanto ruído dada a taxa de aquisição menor. Esta semelhança entre os sinais era esperada, uma vez que os modelos são muito pouco complacentes. O aumento do fluxo máximo nas várias medidas traduz-se num aumento da intensidade do sinal de pressão, como se pode ver nos restantes gráficos presentes no apêndice F.

Os sinais de fluxo e de pressão das restantes medições apresentam uma forma similar ao anterior, sendo que a sua principal diferença observa-se nos valores máximos e mínimos de cada um. Dada esta sobreposição entre os sinais ao longo de todo o ciclo, incluindo desacelerações, supõe-se que as medições tenham sido efetuadas em condições de fluxo laminar.

8.2 Análise das pressões e fluxos máximos

Na tabela A.4 encontram-se os valores máximos e mínimos médios de cada medição. Estes consistem na média dos picos nas diferentes fases das séries de fluxo e de pressão. Por sua vez, as incertezas foram calculadas tendo em conta a incerteza de medição dos transdutores, anteriormente explicitada, e o desvio padrão da média.

No que diz respeito aos valores de pressão estes encontram-se dependentes da posição do cateter nos diferentes modelos, tendo-se verificado que para certos modelos os valores de fluxo mais baixos, 10 e 15 L/min, resultaram em medições de pressão inferiores à própria incerteza de medição. Por este motivo, as séries referentes a estas medições apresentavam muito ruído e decidiu-se descartar do resto da análise. O valor mais elevado de pressão verificado, associado a um fluxo máximo de 30 L/min, foi cerca de 182 ± 6 Pa no meato inferior do modelo A seccionado.

Por sua vez, os valores de fluxo máximo registados apresentaram um desvio em relação ao valor objetivo máximo de 1,9 L/min na compressão e 2,6 L/min no enchimento do reanimador. Tanto na compressão como no enchimento, estes desvios máximos observaram-se para fluxos de 30 L/min. No caso da inspiração, este valor foi superior ao limite de ajuste presente no programa do ventilador, sendo que o problema não advém da ausência do ajuste dos parâmetros do motor, mas sim da velocidade máxima de enchimento do ventilador. Nos ensaios com fluxo de 30 L/min, verificou-se que na inspiração o atuador retraía mais rapidamente do que o tempo de enchimento do reanimador.

8.3 Análise das pressões em função da posição

Os gráficos apresentados neste subcapítulo foram feitos com base na tabela A.4 presente no apêndice A.

8.3.1 Modelos seccionados

Como mencionado anteriormente, no modelo A seccionado foram medidas pressões no meato médio e no meato inferior. Os valores máximos de pressão média encontram-se nos gráficos 8.2, sendo que correspondem à expiração e inspiração, respetivamente. No que diz respeito à expiração, constata-se que a pressão média no meato médio é ligeiramente superior para os fluxos médios de 19,0 e 23,8 L/min. No entanto, no caso do fluxo de 19,0 L/min existe uma sobreposição entre as barras de erro. Para os restantes fluxos, os valores medidos são muito próximos, sendo que os pontos se encontram ambos no interior das barras de erro. Quanto à evolução da pressão com o aumento do fluxo, esta apresenta um comportamento quase linear. No que diz respeito à inspiração, não se verificou nenhuma diferença significativa entre as pressões. O seu comportamento, à semelhança da expiração, também é consideravelmente linear, com exceção do fluxo de -27,8 L/min.

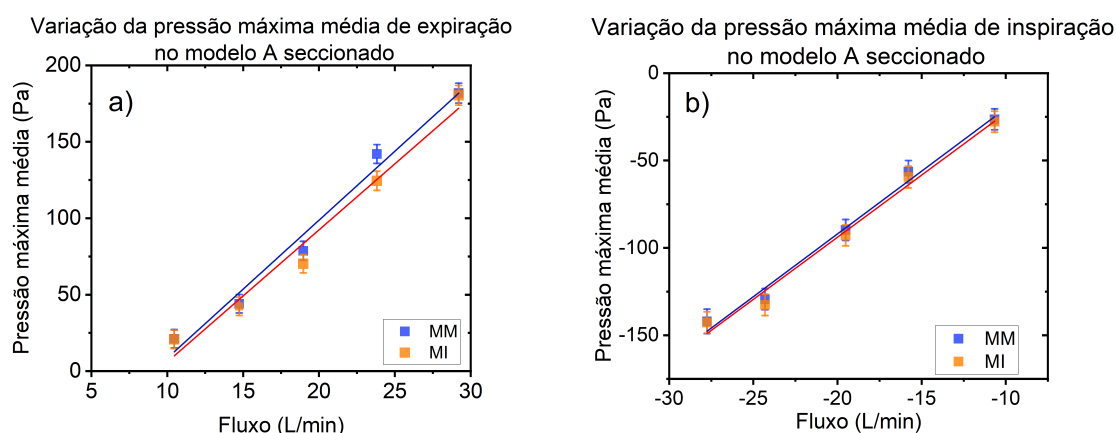


Figura 8.2: Variação da pressão média de expiração (a) e inspiração (b) no modelo A seccionado para diferentes valores de fluxo máximo. MM - Meato Médio, MI - Meato Inferior

Os gráficos presentes em 8.3 referem-se ao modelo B seccionado. Na expiração verifica-se um afastamento dos valores médios de pressão com o aumento do fluxo, existindo no entanto uma sobreposição das barras de erro. No caso da inspiração, verifica-se um comportamento similar, sendo que para o fluxo de -27,8 L/min não existe sobreposição das barras de erro. Quanto ao comportamento de cada gráfico, este é relativamente similar ao observado no modelo anterior. Neste modelo verificam-se pressões médias mais altas no meato inferior do que no meato médio.

Segundo a literatura, o expectado seria encontrar-se valores de pressão superiores no meato médio do que no meato inferior, uma vez que é neste onde, teoricamente, passa a maior parte do fluxo de ar [51]. No entanto, este comportamento depende das características

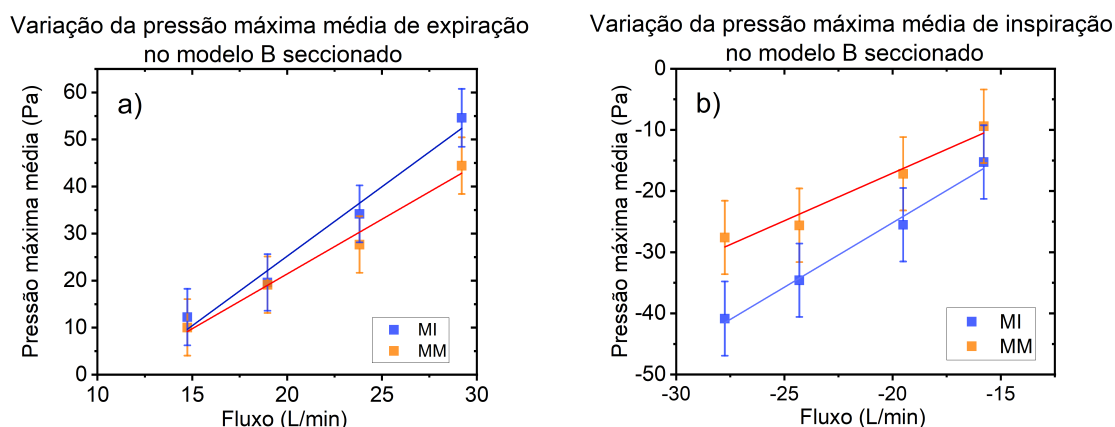


Figura 8.3: Variao da pressão média de expirao (a) e inspirao (b) no modelo B seccionado para diferentes valores de fluxo máximo. MM - Meato Médio, MI - Meato Inferior

anatmicas de cada indivíduo, não sendo incomum haver uma maior passagem de fluxo pelo meato inferior do que pelo médio.

8.3.2 Modelos completos

Nos modelos completos foram medidas pressões na cavidade direita e esquerda na região próxima do septo nasal. Quando comparados aos valores de pressão do modelo seccionado estes são naturalmente inferiores, uma vez que neste o mesmo fluxo  repartido pelas duas cavidades.

No modelo A, gráficos em 8.4, verificou-se que a pressão máxima média medida na cavidade esquerda  consistentemente superior  da cavidade direita, tanto na expirao como na inspirao, sendo que apenas nos valores de fluxo de 14,7 e -15,8 L/min  que os pontos se encontram dentro das barras de erro. Nos restantes valores, existe alguma sobreposio nos intervalos de erro, porém esta diminui com o aumento do fluxo. Estas diferenças nos valores de pressão podem ser explicadas através da anatomia do modelo. Assumindo que a pressão no início de cada cavidade  igual, a queda de pressão será maior na cavidade que apresente uma maior resistência ao fluxo. Segundo a lei de *Poiseuille*, a resistência ao fluxo de ar  inversamente proporcional  quarta potência do raio da passagem, logo a queda de pressão será superior na cavidade mais estreita. Ao medirmos os valores após a queda de pressão  esperado que a pressão menor esteja associada  cavidade mais estreita, que no caso concreto do modelo  a cavidade direita. Apesar desta explicao basear-se na lei de *Poiseuille*, esta serve apenas como uma ferramenta para entender a relao da geometria da passagem com a resistência  passagem do fluxo, uma vez que a geometria complexa da cavidade nasal não  prevista nesta lei. Não obstante, espera-se a existência de uma relao inversamente proporcional entre resistência ao fluxo de ar e a área de seco da passagem.

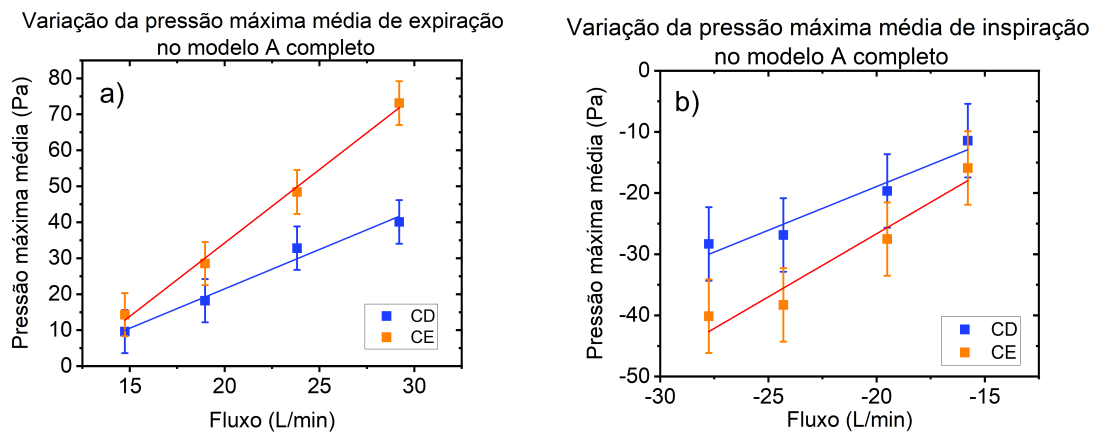


Figura 8.4: Variação da pressão média de expiração (a) e inspiração (b) no modelo A completo para diferentes valores de fluxo máximo. CE - Cavidade Esquerda, CD - Cavidade Direita

Por sua vez, no modelo B não se obtiveram valores representativos do comportamento anteriormente mostrado, isto é, o aumento da pressão com o aumento do fluxo. Há vários motivos pelo qual isto sucedeu, como por exemplo, a posição errada do cateter. No entanto, foram repetidos vários ensaios para descartar esta hipótese.

Assim sendo, uma possível justificação é a possibilidade do cateter se encontrar numa área de estares de fluxo aéreo, ou seja, uma região onde devido a irregularidades na cavidade nasal o fluxo nasal é muito reduzido.

CONCLUSÕES

Nesta dissertação, foi desenvolvido um protótipo para medir a pressão nasal interna, cumprindo com êxito os objetivos propostos. Este trata-se de uma otimização de um primeiro pré-protótipo. Foram incorporados com sucesso dois transdutores à unidade, com uma escala de medição mais elevada. No que concerne ao armazenamento das medições projetou-se e implementou-se uma base de dados relacional, que não só permitiu registar dados como também o desenvolvimento de um sistema de autenticação, como uma medida de proteção destes mesmos dados. Por sua vez, a interface gráfica foi desenvolvida sem recurso a uma linguagem de programação licenciada, sendo que se trata de uma mais valia. Relativamente a *hardware*, o uso do *Raspberry Pi Zero 2* adicionou um poder computacional superior quando comparado ao *Arduino* do pré-protótipo e permitiu o uso de uma abordagem *wireless*, tendo sido eliminada a “caixa-mãe” onde se encontrava o microncontrolador e a fonte de alimentação. A impressão das várias caixas de instrumentação customizadas revelou-se também uma vantagem, pois permitiu desenvolver um protótipo consideravelmente compacto e de fácil transporte.

No que diz respeito ao teste do protótipo, dado o facto deste método de medição já ter sido usado previamente noutros trabalhos em ambiente clínico, decidiu-se testar o protótipo em modelos anatomicamente realistas das cavidades nasais enquanto ventilados por um outro dispositivo. Quanto aos modelos, estes foram produzidos através de tomografias computadorizadas e de impressão 3D, sendo que apresentaram imenso detalhe. Já o ventilador pretendia-se que fosse capaz de alcançar um fluxo máximo de 30 L/min, o que se revelou possível na expiração mas não na inspiração, estando esta limitada a 27,5 L/min. Para além disto, este é capaz de alcançar perfis de fluxo com fluxos máximos ajustáveis, sendo que o desvio máximo em relação ao fluxo pretendido observado durante a expiração foi 1,9 L/min. No entanto, a média e mediana destes desvios são, respetivamente, -0,6 e -0,5 L/min na expiração e 0,4 e 0,2 L/min na inspiração.

As medições permitiram constatar que a unidade de medição de pressão é capaz de adquirir um sinal de pressão fiel ao perfil de fluxo usado, uma vez que até os picos mais pequenos se refletem no sinal de pressão. Relativamente às pressões máximas medidas, verificou-se que diferenças entre as cavidades nasais refletem-se em valores

diferentes, sendo que estes estão diretamente relacionados com a resistência ao fluxo de ar e conseqüentemente à capacidade respiratória de cada indivíduo. No caso do modelo A completo para o fluxo de 30 L/min, verificaram-se pressões máximas nas cavidades esquerda e direita de 73 ± 6 (expiração), -40 ± 6 (inspiração) e 40 ± 6 (expiração) e -28 ± 6 (inspiração), respetivamente. Quanto a diferenças de pressão nos diferentes meatos, não se constataram diferenças significativas no modelo A, no entanto no modelo B verificou-se uma diferença entre o meato inferior e o meato médio, sendo que o último apresentou valores mais reduzidos.

9.1 Perspetivas futuras

Os dispositivos desenvolvidos nesta dissertação continuam a ter várias possíveis melhorias a serem implementadas. No caso do medidor de pressão, o aprimoramento do sistema adicionando mais protocolos de segurança e proteção de dados é pertinente, como por exemplo, o uso de criptografia com chaves públicas e privadas e o uso de *Transport Layer Security*. Adicionalmente, poderá ser interessante expandir a interface gráfica de modo a permitir o tratamento das séries temporais antes de exportar os dados e a adição de um modo para realizar medidas diferenciais com os dois transdutores. Numa perspetiva de investigação, é de esperar a realização de medições em ambiente clínico com uma amostra significativa de indivíduos, para estudar o impacto de estruturas como os pólipos nasais e outros defeitos anatómicos na pressão nasal.

Relativamente ao ventilador, é fundamental a adição de uma interface que permita a variação do fluxo máximo e volume, sem recorrer a alterações no código do microcontrolador. Seria também importante implementar um método para alcançar perfis de fluxo diferentes, como por exemplo, um perfil em onda quadrada e um modelo de um fluxo respiratório com dinâmica similar à de um ser humano. Para além disto, deve ser pensada uma forma de tornar o sistema mais compacto de modo a facilitar o transporte do mesmo.

Os modelos das cavidades nasais também podem ser melhorados, como estes foram modelados a partir de uma tomografia computadorizada os tecidos moles apresentam um pouco menos de detalhe, como tal é importante usar tanto uma tomografia computadorizada como também uma imagem de ressonância magnética para colmatar este defeito. Adicionalmente, os materiais a usar devem ser mais flexíveis, de modo a tentar replicar a complacência dos tecidos moles na cavidade nasal. Finalmente, deve-se também modelar a região nasofaríngea para a curvatura da entrada de ar no modelo não ser 0° , pois a curvatura associada a esta região tem impacto sobre a turbulência do fluxo.

Posteriormente, estes modelos poderão ser usados em simulações de dinâmica de fluidos, com o objetivo de comparar os valores simulados com valores medidos em modelos reais. Adicionalmente, para a área da rinoplastia e de trauma, também é interessante estudar o impacto que diferentes pirâmides nasais têm na ventilação e pressão nasal.

BIBLIOGRAFIA

- [1] W. W. Labaki e M. K. Han. «Chronic respiratory diseases: a global view». Em: *The Lancet Respiratory Medicine* 8 (6 2020-06), pp. 531–533. ISSN: 22132600. DOI: [10.1016/S2213-2600\(20\)30157-0](https://doi.org/10.1016/S2213-2600(20)30157-0).
- [2] M. Xie et al. «Trends in prevalence and incidence of chronic respiratory diseases from 1990 to 2017». Em: *Respiratory Research* 21 (1 2020-02). ISSN: 1465993X. DOI: [10.1186/s12931-020-1291-8](https://doi.org/10.1186/s12931-020-1291-8).
- [3] R. R. Orlandi et al. «International consensus statement on allergy and rhinology: rhinosinusitis 2021». Em: *International Forum of Allergy and Rhinology* 11 (3 2021-03), pp. 213–739. ISSN: 20426984. DOI: [10.1002/alr.22741](https://doi.org/10.1002/alr.22741).
- [4] W. J. Fokkens et al. «European Position Paper on Rhinosinusitis and Nasal Polyps 2020». Em: *Rhinology: official organ of the International rhinologic society* (2020). DOI: [10.4193/Rhin20.600](https://doi.org/10.4193/Rhin20.600).
- [5] T. M. Laidlaw et al. «Chronic Rhinosinusitis with Nasal Polyps and Asthma». Em: *Journal of Allergy and Clinical Immunology: In Practice* 9 (3 2021-03), pp. 1133–1141. ISSN: 22132198. DOI: [10.1016/j.jaip.2020.09.063](https://doi.org/10.1016/j.jaip.2020.09.063).
- [6] D. Hastan et al. «Chronic rhinosinusitis in Europe - An underestimated disease. A GA 2LEN study». Em: *Allergy: European Journal of Allergy and Clinical Immunology* 66 (9 2011-09), pp. 1216–1223. ISSN: 01054538. DOI: [10.1111/j.1398-9995.2011.02646.x](https://doi.org/10.1111/j.1398-9995.2011.02646.x).
- [7] A. G. Hirsch et al. «Nasal and sinus symptoms and chronic rhinosinusitis in a population-based sample». Em: *Allergy: European Journal of Allergy and Clinical Immunology* 72 (2 2017-02), pp. 274–281. ISSN: 13989995. DOI: [10.1111/all.13042](https://doi.org/10.1111/all.13042).
- [8] E Barros et al. *Avaliação da prevalência e caracterização da rinossinusite nos cuidados de saúde primários em Portugal*. 2012. URL: <https://repositorio.hff.min-saude.pt/handle/10400.10/733>.
- [9] C. Bengtsson et al. «Chronic rhinosinusitis impairs sleep quality: Results of the GA2LEN study». Em: *Sleep* 40 (1 2017-01). ISSN: 15509109. DOI: [10.1093/sleep/zsw021](https://doi.org/10.1093/sleep/zsw021).

- [10] Z. M. Soler et al. «Cognitive function in chronic rhinosinusitis: A controlled clinical study». Em: *International Forum of Allergy and Rhinology* 5 (11 2015-11), pp. 1010–1017. ISSN: 20426984. DOI: [10.1002/alr.21581](https://doi.org/10.1002/alr.21581).
- [11] N. R. Rowan et al. «The impact of medical therapy on cognitive dysfunction in chronic rhinosinusitis». Em: *International Forum of Allergy and Rhinology* 9 (7 2019-07), pp. 738–745. ISSN: 20426984. DOI: [10.1002/alr.22323](https://doi.org/10.1002/alr.22323).
- [12] E. S. Lourijssen, W. J. Fokkens e S. Reitsma. «Direct and indirect costs of adult patients with chronic rhinosinusitis with nasal polyps». Em: *Rhinology* 58 (3 2020), pp. 213–217. ISSN: 19968604. DOI: [10.4193/Rhin19.468](https://doi.org/10.4193/Rhin19.468).
- [13] N. Bhattacharyya et al. «Cost burden and resource utilization in patients with chronic rhinosinusitis and nasal polyps». Em: *Laryngoscope* 129 (9 2019-09), pp. 1969–1975. ISSN: 15314995. DOI: [10.1002/lary.27852](https://doi.org/10.1002/lary.27852).
- [14] J. Araújo-Martins. «FISIOPOL- FACTORES FISIOLÓGICOS NA ETIOLOGIA DA POLIPOSE NASO-SINUSAL». NOVA Medical School da Universidade NOVA de Lisboa, 2018-11.
- [15] C. Santos. «Desenvolvimento de um Sistema de Monitorização Respiratória». NOVA School of Science e Technology, 2013-09.
- [16] J. L. Sobiesk e S. Munakomi. *Anatomy, Head and Neck, Nasal Cavity*. StatPearls Publishing, Treasure Island (FL), 2023. URL: <http://europepmc.org/books/NBK544232>.
- [17] R. L. R. L. Drake et al. *Gray's anatomy for students*. Churchill Livingstone, 2014, p. 1161. ISBN: 9780702051319.
- [18] P. V. Cauwenberge et al. «Anatomy and physiology of the nose and the paranasal sinuses». Em: *Immunology and Allergy Clinics of North America* 24 (1 2004), pp. 1–17. ISSN: 08898561. DOI: [10.1016/S0889-8561\(03\)00107-3](https://doi.org/10.1016/S0889-8561(03)00107-3).
- [19] J. T. Hansen. *Netter's Clinical Anatomy*. Elsevier, 2019. ISBN: 978-0-323-53188-7.
- [20] J. D. Bloom, M. B. Antunes e D. G. Becker. «Anatomy, Physiology, and General Concepts in Nasal Reconstruction». Em: *Facial Plastic Surgery Clinics of North America* 19 (1 2011-02), pp. 1–11. ISSN: 10647406. DOI: [10.1016/j.fsc.2010.10.001](https://doi.org/10.1016/j.fsc.2010.10.001).
- [21] D. Goldenberg e B. J. Goldstein. *Handbook of Otolaryngology: Head and Neck Surgery*. Thieme, 2018. ISBN: 9781626234086.
- [22] H. Kumar et al. «Airflow in the human nasal passage and sinuses of chronic rhinosinusitis subjects». Em: *PLoS ONE* 11 (6 2016-06). ISSN: 19326203. DOI: [10.1371/journal.pone.0156379](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0156379).
- [23] Y. Shang et al. «Prediction of nasal spray drug absorption influenced by mucociliary clearance». Em: *PLoS ONE* 16 (1 January 2021-01). ISSN: 19326203. DOI: [10.1371/journal.pone.0246007](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0246007).

- [24] T. J. Lepley et al. «Computational fluid dynamic modeling of the effect of dupilumab in the management of anosmia secondary to chronic rhinosinusitis with nasal polyps (CRSwNP)». Em: *International Forum of Allergy and Rhinology* 12 (12 2022-12), pp. 1578–1580. ISSN: 20426984. DOI: [10.1002/alr.23050](https://doi.org/10.1002/alr.23050).
- [25] G. Ottaviano e W. J. Fokkens. «Measurements of nasal airflow and patency: A critical review with emphasis on the use of peak nasal inspiratory flow in daily practice». Em: *Allergy: European Journal of Allergy and Clinical Immunology* 71 (2 2016-02), pp. 162–174. ISSN: 13989995. DOI: [10.1111/all.12778](https://doi.org/10.1111/all.12778).
- [26] H. Nishijima et al. «Influence of the location of nasal polyps on olfactory airflow and olfaction». Em: *International Forum of Allergy and Rhinology* 8 (6 2018-06), pp. 695–706. ISSN: 20426984. DOI: [10.1002/alr.22089](https://doi.org/10.1002/alr.22089).
- [27] J. Rimmer et al. «European position paper on diagnostic tools in rhinology». Em: *Rhinology* 57 (2019), pp. 1–41. ISSN: 19968604. DOI: [10.4193/rhin19.410](https://doi.org/10.4193/rhin19.410).
- [28] Y. Maru e Y. Gupta. «Nasal Endoscopy Versus Other Diagnostic Tools in Sinonasal Diseases». Em: *Indian Journal of Otolaryngology and Head and Neck Surgery* 68 (2 2016-06), pp. 202–206. ISSN: 09737707. DOI: [10.1007/s12070-014-0762-y](https://doi.org/10.1007/s12070-014-0762-y).
- [29] D. Demirbas et al. «Use of rhinomanometry in common rhinologic disorders». Em: *Expert Review of Medical Devices* 8 (6 2011-11), pp. 769–777. ISSN: 17434440. DOI: [10.1586/erd.11.45](https://doi.org/10.1586/erd.11.45).
- [30] K. Vogt et al. «4-Phase-Rhinomanometry (4PR)–basics and practice 2010». Em: *Rhinology. Supplement* 21 (2010), 1–50. ISSN: 1013-0047. URL: <http://europepmc.org/abstract/MED/20649107>.
- [31] J. Araújo-Martins, C. Brás-Geraldes e N. Neuparth. «The potential role of peak nasal inspiratory flow to evaluate active sinonasal inflammation and disease severity». Em: *Scientific Reports* 10 (1 2020-12). ISSN: 20452322. DOI: [10.1038/s41598-020-69693-6](https://doi.org/10.1038/s41598-020-69693-6).
- [32] L. M. Urner, M. Kohler e K. E. Bloch. «Automatic processing of nasal pressure recordings to derive continuous side-selective nasal airflow and conductance». Em: *Frontiers in Physiology* 10 (JAN 2019). ISSN: 1664042X. DOI: [10.3389/fphys.2018.01814](https://doi.org/10.3389/fphys.2018.01814).
- [33] *Buy a Raspberry Pi Zero 2 W – Raspberry Pi*. Acedido em 04/02/2024. URL: <https://www.raspberrypi.com/products/raspberry-pi-zero-2-w/>.
- [34] *Waveshare UPS HAT para Raspberry Pi Zero | HAT | Placas de Expansão*. Acedido em 30/02/2024. URL: <https://www.ptrobotics.com/hat-placas-de-expansao-raspberry-pi/9594-waveshare-ups-hat-para-raspberry-pi-zero.html>.

- [35] H. I. Inc. *TruStability® Board Mount Pressure Sensors: SSC Series*. Acedido em 22/02/2024. URL: <https://sps.honeywell.com/us/en/products/advanced-sensing-technologies/healthcare-sensing/board-mount-pressure-sensors/trustability-ssc-series>.
- [36] H. I. Inc. *Auto-Zero Calibration Technique for Pressure Sensors A Technical Note*. Acedido em 03/05/2024. URL: <https://prod-edam.honeywell.com/content/dam/honeywell-edam/sps/siot/en-us/products/sensors/pressure-sensors/common/documents/sps-siot-auto-zero-calibration-technique-pressure-sensors-technical-note-ciid-177856.pdf>.
- [37] *MariaDB - Documentation*. Acedido em 03/03/2024. URL: <https://mariadb.org/documentation/>.
- [38] *Front-end vs back-end - GeeksforGeeks*. Acedido em 10/06/2024. URL: <https://www.geeksforgeeks.org/frontend-vs-backend/>.
- [39] *Sistema de Reanimação Manual - Medical Shop*. Acedido em 25/05/2024. URL: https://www.medicalshop.pt/sistema-de-reanimacao-manual-mm0904003/p?idsku=1403&gad_source=1&gclid=Cj0KCQjwlZixBhCoARIsAIC745DS7IzXpqfdyBsuZ6E9NaigeCCcS6Mcc0YFVz6reuF9wRRKqcxq5EIaAgpfEALw_wcB.
- [40] A. Petsiuk et al. «Partially RepRapable automated open source bag valve mask-based ventilator». Em: *HardwareX* 8 (2020-10). ISSN: 24680672. DOI: [10.1016/j.ohx.2020.e00131](https://doi.org/10.1016/j.ohx.2020.e00131).
- [41] *Nema 23 Bipolar 1.8deg 1.89Nm(267.65oz.in) 3A 57x57x76mm 4 Wires - 23HS30-3004S | STEPPERONLINE*. Acedido em 10/05/2024. URL: <https://www.omc-stepperonline.com/nema-23-bipolar-1-8deg-1-9nm-269oz-in-3a-3-36v-57x57x76mm-4-wires-23hs30-3004s?search=23hs30-3004>.
- [42] R. Xavier et al. «An Overview of Computational Fluid Dynamics Preoperative Analysis of the Nasal Airway». Em: *Facial Plastic Surgery* 37 (3 2021-06), pp. 306–316. ISSN: 10988793. DOI: [10.1055/s-0041-1722956](https://doi.org/10.1055/s-0041-1722956).
- [43] *Sensirion - Smart Sensor Solutions*. Acedido em 02/05/2024. URL: <https://sensirion.com/search?q=sfm%203400>.
- [44] *The thermal-mass measurement principle*. Acedido em 06/06/2024. URL: <https://sensirion.com/products/product-insights/specialist-articles/thermal-mass-measurement-principle>.
- [45] R. P. Foundation. *Raspberry Pi Pico W Datasheet | Enhanced Reader*. Acedido em 03/05/2024. URL: <https://datasheets.raspberrypi.com/picow/pico-w-datasheet.pdf>.
- [46] *Raspberry PI Pico W Power Consumption (mA) and How to Reduce It*. Acedido em 22/05/2024. URL: <https://peppe80.com/raspberry-pi-pico-w-power-consumption/>.

- [47] *GitHub - earlephilhower/arduino-pico: Raspberry Pi Pico Arduino core, for all RP2040 boards.* Acedido em 15/05/2024. URL: <https://github.com/earlephilhower/arduino-pico>.
- [48] *OR-ZL-1633 ORNO Fonte de alimentação industrial 12VDC 5A 60W.* Acedido em 15/05/2024. URL: https://mauser.pt/catalog/product_info.php?products_id=035-0873.
- [49] *SBC-Buck01 JOY-IT Módulo Conversor DC-DC step down ajustável (LM2596) 3...34V 2A 15W.* Acedido em 20/05/2024. URL: https://mauser.pt/catalog/product_info.php?products_id=095-3355.
- [50] *Embodi3D Home Biomedical 3D Printing - embodi3D.com.* Acedido em 16/04/2024. URL: <https://www.embodi3d.com/>.
- [51] K. Zhao e J. Jiang. «What is normal nasal airflow? A computational study of 22 healthy adults». Em: *International Forum of Allergy and Rhinology* 4 (6 2014), pp. 435–446. ISSN: 20426984. DOI: [10.1002/alr.21319](https://doi.org/10.1002/alr.21319).

TABELAS

Tabela A.1: Métodos da classe *DataHandler*.

Método da classe	Descrição
<i>disconnect</i>	Desliga o acesso do cursor à base de dados.
<i>login</i>	Procura se existe algum utilizador com os parâmetros fornecidos (email e password).
<i>sign_up</i>	Adiciona à base de dados um novo utilizador.
<i>update_user_data</i>	Altera informações associadas ao utilizador, sendo possível alterar um único parâmetro.
<i>update_password</i>	Altera a password do utilizador, após verificar a password atual.
<i>search_patients</i>	Procura pelas entradas da tabela "Patient" associadas a um utilizador. Devolve no máximo 8 entradas e apresenta a lógica necessária para pesquisar por determinado nome e página.
<i>number_of_patients</i>	Conta o número de pacientes associadas a um utilizador.
<i>add_patient</i>	Adiciona uma entrada à tabela "Patient", caso ela ainda não esteja presente.
<i>get_patient_data</i>	Devolve os dados associados a um paciente, desde que esteja associada ao utilizador.
<i>get_patient_n_measurements</i>	Devolve o número de entradas da tabela "Measurement" associadas a uma entrada da tabela "Patient".
<i>get_patient_measurements</i>	Procura pelas entradas da tabela "Measurement" associadas a uma entrada da tabela "Patient". Devolve no máximo 8 entradas e apresenta a lógica necessária para pesquisar por determinada data e página.
<i>save_measurement</i>	Adiciona uma medição na base de dados.
<i>update_patient_notes</i>	Atualiza as "observações" de determinado paciente.
<i>get_measurement_data</i>	Devolve os dados associados a uma determinada aquisição.

Tabela A.2: Bibliotecas fundamentais para o desenvolvimento da unidade de medição de pressão.

Biblioteca	Descrição
Paho-mqtt	Consiste numa classe <i>client</i> que permite uma aplicação ligar-se a um <i>MQTT broker</i> para publicar mensagens e subscrever a tópicos.
Threading	Permite a criação de <i>threads</i> , proporcionando paralelismo ao programa.
Flask	Consiste numa <i>framework</i> simples para criar aplicações da web, como <i>websites</i> .
Pymysql	Permite a ligação a uma base de dados e a criação de cursores para realizar operações sobre a mesma.

Tabela A.3: Alguns parâmetros de impressão usados para os modelos. O modelo A foi impresso com TPU e o modelo B com PLA.

Parâmetro	PLA	TPU
Temperatura (°C)	215	220
Temperatura da cama (°C)	60	0
Multiplicador de extrusão (%)	100	108
Velocidade (mm/s)		
Perímetros	70	50
Infill	95	60
Suportes	60	50
Pontes	25	25
Altura de camada (mm)	0,3	0,3
Largura de linha (mm)	0,4	0,4
Nota	As primeiras camadas foram impressas a 85% das velocidades selecionadas, para garantir uma boa adesão à cama.	

Tabela A.4: Valores médios das pressões e fluxos máximos e mínimos registados em cada medição. MMAS - Meato médio do modelo A seccionado, MIAS - Meato inferior do modelo A seccionado, MMBS - Meato médio do modelo B seccionado, MIBS - Meato inferior do modelo B seccionado, CDAC - Cavidade direita do modelo A completo, CEAC - Cavidade esquerda do modelo A completo, CDBC - Cavidade direita do modelo B completo, CEBC - Cavidade esquerda do modelo B completo.

Local	Fluxo máximo médio (L/min)	Pressão máxima média (Pa)	Fluxo mínimo médio (L/min)	Pressão mínimo média (Pa)
MMAS	10,6 ± 0,4	21 ± 6	-10,7 ± 0,4	-26 ± 6
	15,0 ± 0,6	44 ± 6	-16,0 ± 0,5	-56 ± 6
	19,8 ± 0,6	79 ± 6	-19,1 ± 0,6	-90 ± 6
	23,9 ± 0,8	142 ± 6	-24,2 ± 0,8	-129 ± 6
	28,8 ± 0,9	182 ± 7	-27,4 ± 0,8	-143 ± 7
MIAS	10,6 ± 0,3	21 ± 6	-10,6 ± 0,4	-28 ± 6
	15,2 ± 0,5	42 ± 6	-16,1 ± 0,6	-59 ± 6
	18,6 ± 0,6	70 ± 6	-19,2 ± 0,6	-93 ± 6
	24,7 ± 0,8	125 ± 6	-23,6 ± 0,7	-133 ± 6
	29 ± 1	180 ± 6	-27,67 ± 0,9	-142 ± 6
MMBS	14,3 ± 0,5	10 ± 6	-15,5 ± 0,5	-9 ± 6
	19,0 ± 0,6	19 ± 6	-19,4 ± 0,6	-17 ± 6
	23,1 ± 0,7	28 ± 6	-25,0 ± 0,8	-26 ± 6
	28 ± 1	44 ± 6	-28,4 ± 0,9	-28 ± 6
MIBS	14,7 ± 0,5	12 ± 6	-15,8 ± 0,5	-15 ± 6
	18,6 ± 0,6	19 ± 6	-19,6 ± 0,6	-26 ± 6
	24,1 ± 0,7	34 ± 6	-23,2 ± 0,8	-35 ± 6
	29,2 ± 0,9	55 ± 6	-27,4 ± 0,8	-41 ± 6
CDAC	14,6 ± 0,5	10 ± 6	-15,8 ± 0,5	-11 ± 6
	18,9 ± 0,6	18 ± 6	-19,9 ± 0,6	-20 ± 6
	23,8 ± 0,9	33 ± 6	-24,4 ± 0,8	-27 ± 6
	28 ± 2	40 ± 6	-27,7 ± 0,9	-28 ± 6
CEAC	10,6 ± 0,3	8 ± 6	-10,8 ± 0,3	-9 ± 6
	14,7 ± 0,5	14 ± 6	-15,8 ± 0,5	-16 ± 6
	19,1 ± 0,6	29 ± 6	-19,4 ± 0,6	-28 ± 6
	24,7 ± 0,8	48 ± 6	-25,2 ± 0,8	-38 ± 6
	29,7 ± 0,9	73 ± 6	-27,7 ± 0,9	-40 ± 6
CDBC	18,8 ± 0,7	8 ± 6	-19,5 ± 0,6	-10 ± 6
	23,1 ± 0,7	11 ± 6	-24,2 ± 0,8	-13 ± 6
	32 ± 2	17 ± 6	-27,8 ± 0,9	-13 ± 6
CEBC	18,8 ± 0,6	7 ± 6	-20,1 ± 0,8	-7 ± 6
	23,2 ± 0,7	11 ± 6	-24,7 ± 0,8	-8 ± 6
	29,6 ± 0,9	18 ± 6	-28,0 ± 0,9	-7 ± 6

Tabela A.5: Parâmetros de funcionamento do motor.

Parâmetro	Descrição
Corrente	3 A
Ângulo de passo	1,8 °
Torque de retenção	1,9 Nm

Tabela A.6: Parâmetros de funcionamento do *driver*.

Parâmetro	Descrição
Corrente de entrada	0 ~ 5 A
Corrente de saída	0,5 ~ 4 A
Sinal de controlo	3,3 ~ 24 V
Tensão de alimentação	9 ~ 24 VDC

Tabela A.7: Parâmetros de funcionamento do transdutor de fluxo.

Parâmetro	Descrição
Resolução	14 Bits
Tensão de alimentação	5 V
Frequência do clock	400 kHz
Potência de consumo	< 50 mW

Tabela A.8: Tabela dos materiais usados em cada dispositivo com os respectivos preços.

Dispositivo	Componente	Preço (€)
Medidor de pressão	Raspberry Pi Zero 2 W	17,99
	Sandisk Ultra - Cartão micro SD 32GB	7,8
	UPS HAT para Raspberry Pi Zero - Módulo de bateria	31,3
	4 Conectores Grove	0,32
	4 Cabos de 4 pinos Grove - 20 cm	2,4
	2 Resistências de 10 kΩ	0,04
	2 Transdutores de pressão da série SSC	94,3
	Placas de circuito impresso	1,2
	Correia de cabeça ajustável com cinto de montagem Elástica	2,96
	100 g de PLA	1,9
Ventilador	150 g de PLA	2,8
	Placa de MDF 1200x600x16 mm	14,99
	Reanimador balão-válvula-máscara 1,5 L	18,45
	Motor Nema 23 - 1,9 Nm - Stepperonline	28,63
	TB6600 Motor Driver	13,21
	Microcontrolador Raspberry Pi Pico WH	8
	Módulo Conversor DC-DC step down ajustável (LM2596) 1.25...30 V 3A	4,16
	Fonte de alimentação industrial 12VDC 5A 60W - Orno OR-ZL-1633	7,29
	Fusível de 500 mA	0,17
	Botão interruptor de pressão luminoso bipolar redondo verde	8,3
	Porta-fusível de painel	1

MONTAGEM E *HARDWARE* DO PROTÓTIPO DO MEDIDOR DE PRESSÃO

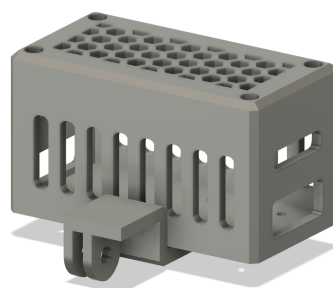


Figura B.1: Imagem do *Fusion 360* da caixa modelada para o RPI Zero.

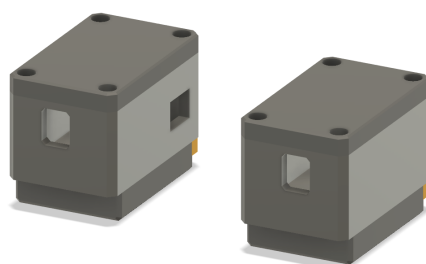


Figura B.2: Imagem do *Fusion 360* das caixas modeladas para os transdutores de pressão.

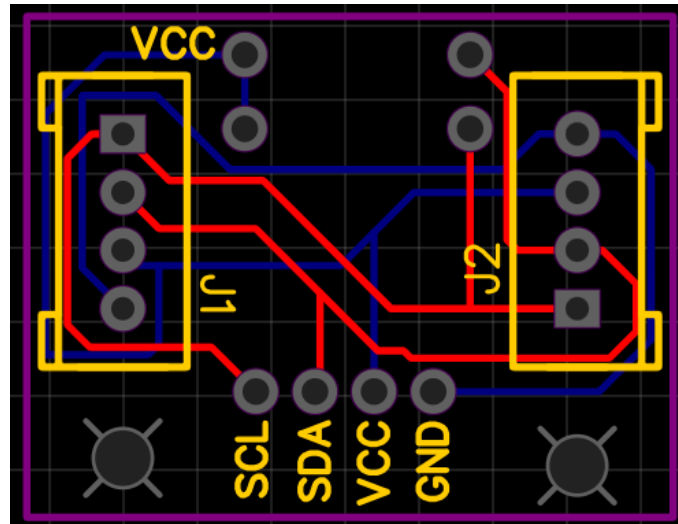


Figura B.3: Placa de distribuição, onde se encontram as resistências de *Pull-up* do circuito I²C.

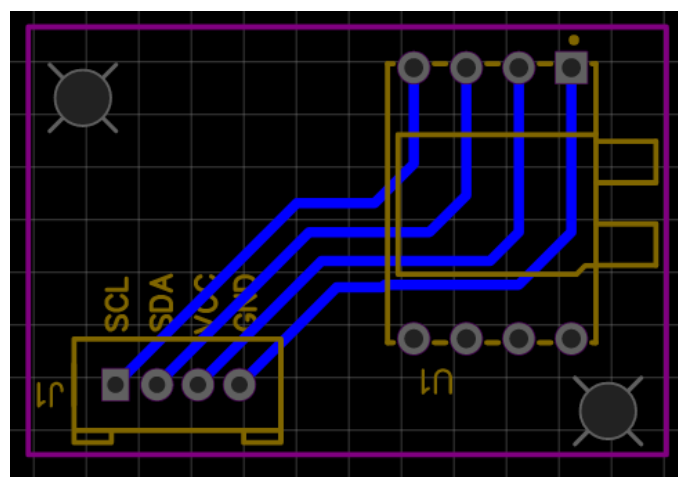


Figura B.4: Placa onde se encontra o transdutor de pressão.

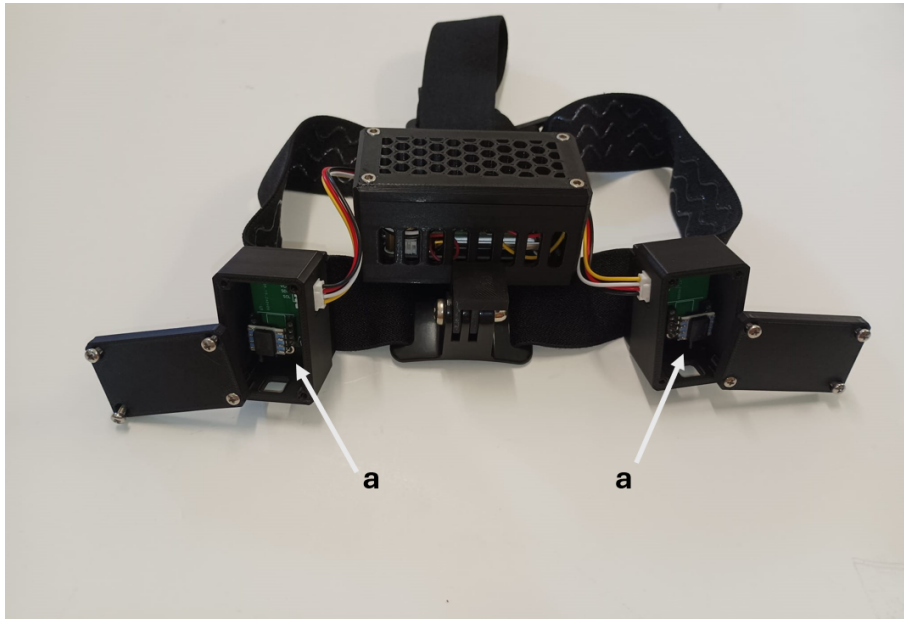


Figura B.5: Posicionamento das placas dos transdutores no dispositivo. a - Transdutores de pressão.

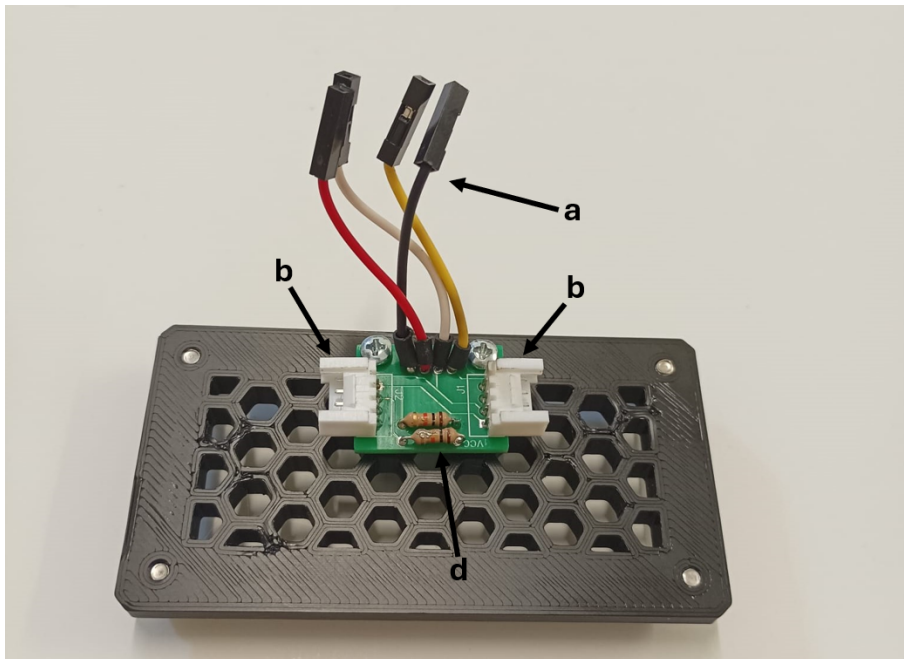
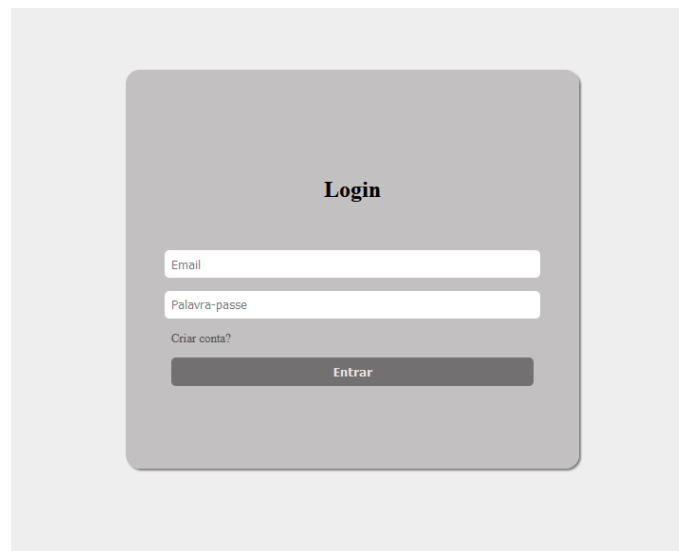


Figura B.6: Posicionamento da placa na tampa da caixa do *Raspberry pi*. a - Ligações para o RPI Zero, b - Conectores Grove para as placas dos transdutores, c - Resistências de *Pull-up*.

INTERFACE GRÁFICA

Figura C.1: Página de *Login*.

Conta Novo Paciente Logout

Dados da conta

Caetano Dios

filipe.dios2001@gmail.com

Editar Nome do Hospital

Nova Palavra-passe 10-05-2024

Pacientes

Nome

Nº do processo	Nome	Género	Idade	Medições
000000008	ModeloPreto CompletoNE	Feminino	22	+
000000007	ModeloPreto CompletoND	Feminino	22	+
000000006	ModeloBranco CompletoNE	Feminino	22	+
000000005	ModeloBranco CompletoND	Feminino	22	+
000000004	ModeloPreto MetadeMM	Feminino	22	+
000000003	ModeloPreto MetadeMI	Feminino	22	+
000000002	ModeloBranco MetadeMM	Feminino	22	+
000000001	Modelo Branco Metdade	Feminino	22	+

>

Figura C.2: Perfil do utilizador, onde se encontram os dados e pacientes associados ao mesmo.

Conta Novo Paciente Logout

Adicionar Paciente

Primeiro nome

Último nome

Nº do Processo

Data de nascimento: dd / mm / aaaa Feminino

Observações:

Adicionar paciente

Figura C.3: Formulário para adicionar um novo paciente à base de dados.

Atualizar Dados

Caetano Dios

Nome do Hospital

Atualizar

Figura C.4: Página para atualizar os dados do utilizador.

Atualizar Palavra-passe

Palavra-passe atual

Palavra-passe nova

Palavra-passe nova

Atualizar

Figura C.5: Formulário para mudar a palavra-passe da conta.

Conta Novo Paciente Logout

Dados do paciente

Nome: ModeloBranco MetadeMM

Nº do processo: 000000002

Género: Feminino

Idade: 22

Observações: Meato médio

Adicionar observação

Medições

Nova aquisição dd-MM-YYYY 🔍

ID	Cavidade	Data	Gráficos
51	Esquerda	31-05-2024	+
50	Esquerda	31-05-2024	+
49	Esquerda	31-05-2024	+
48	Esquerda	31-05-2024	+
47	Esquerda	31-05-2024	+

Figura C.6: Perfil do paciente, onde estão expostos os dados do mesmo e medições associadas ao mesmo.

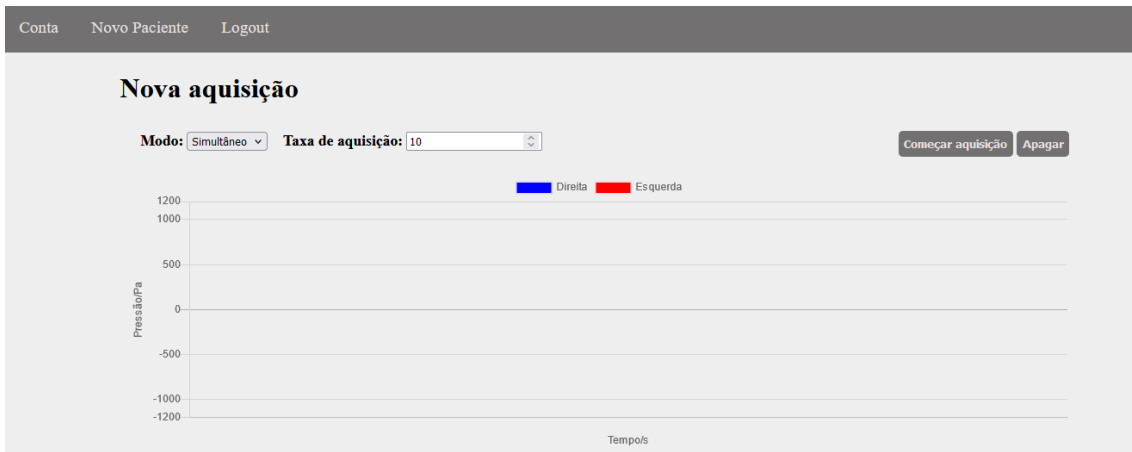


Figura C.7: Página de aquisição de dados, apresenta opções para mudar o modo de funcionamento e a taxa de amostragem.

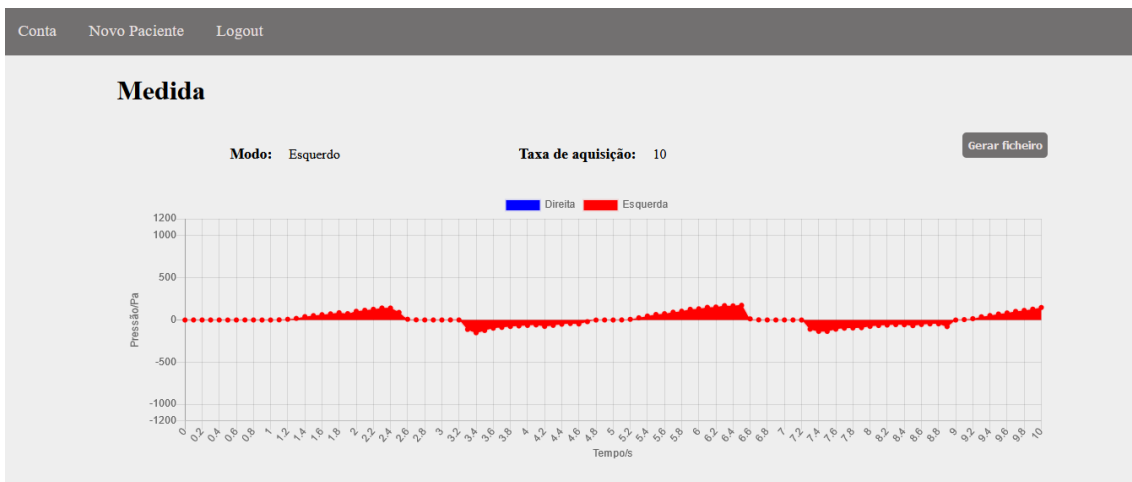


Figura C.8: Página para visualizar uma medida guardada. É possível exportar a mesma no botão correspondente.

CIRCUITO ELÉTRICO DO VENTILADOR

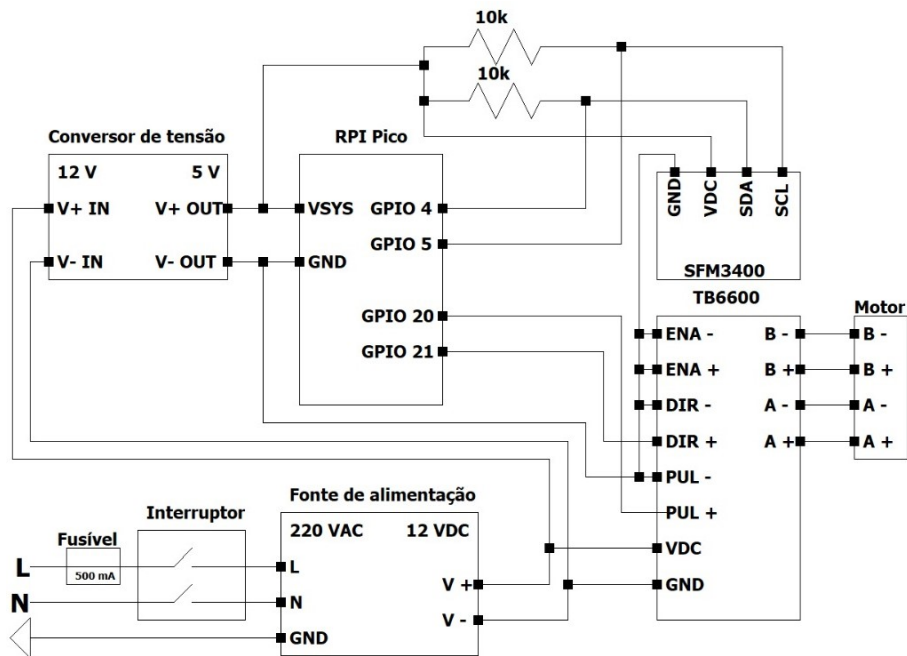


Figura D.1: Esquema elétrico do ventilador desenvolvido.

ENDOSCOPIA DO MODELO A

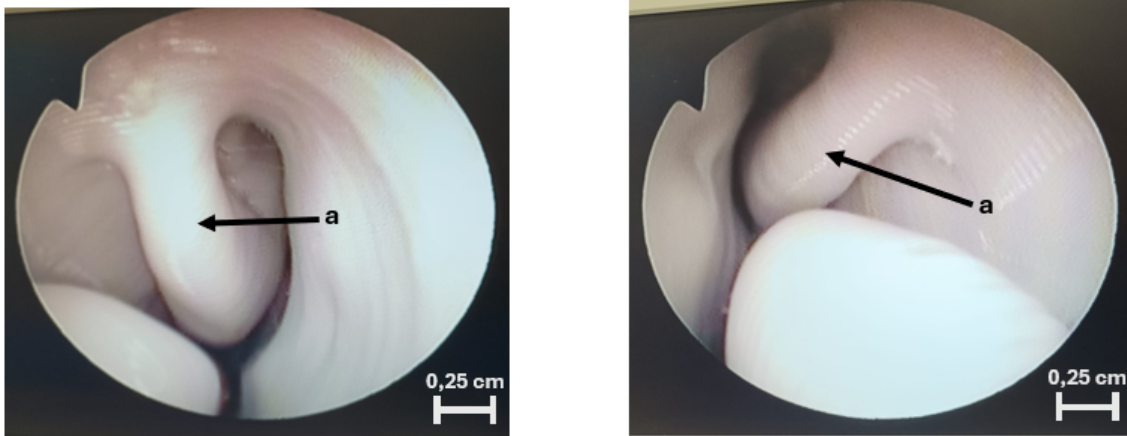


Figura E.1: Vista posterior do modelo A, obtida através de uma endoscopia. A imagem da direita corresponde à cavidade direita e a da esquerda à cavidade esquerda. a - Concha nasal média.

F.1 Retas de ajuste dos transdutores de pressão

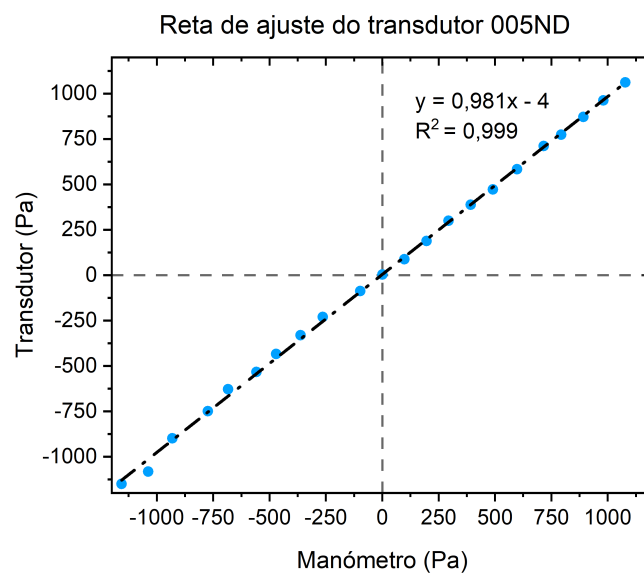


Figura F.1: Reta de ajuste do transdutor SSC 005ND.

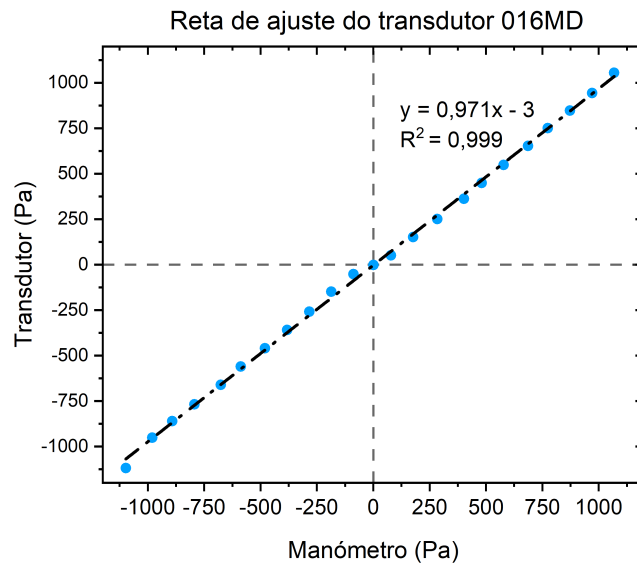


Figura F.2: Reta de ajuste do transdutor SSC 016MD.

F.2 Pressão medida no modelo A seccionado

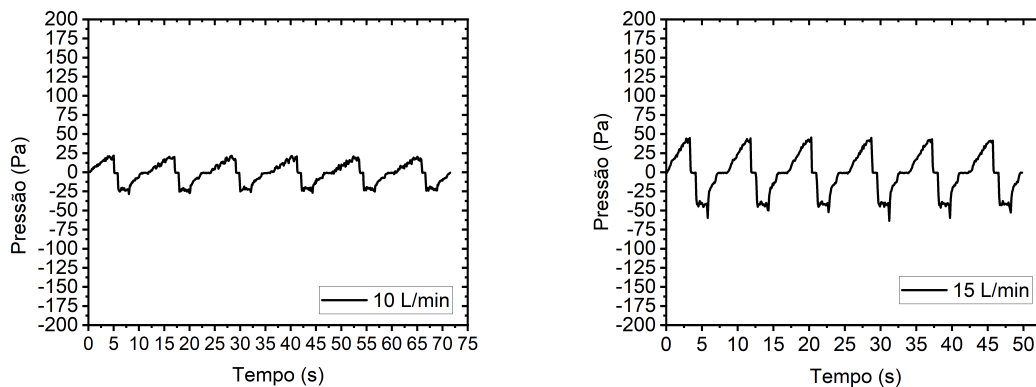


Figura F.3: Variação da pressão no meato médio do modelo A seccionado. O fluxo máximo do gráfico da esquerda é 10 L/min e o da direita 15 L/min.

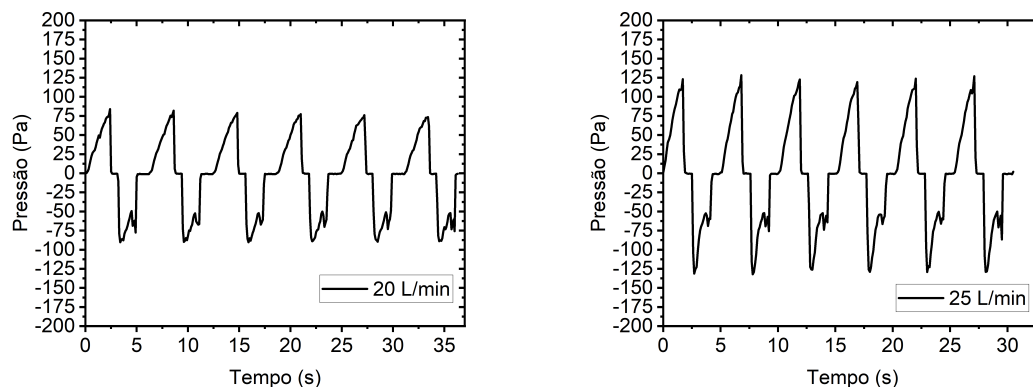


Figura F.4: Variação da pressão no meato médio do modelo A seccionado. O fluxo máximo do gráfico da esquerda é 20 L/min e o da direita 25 L/min.

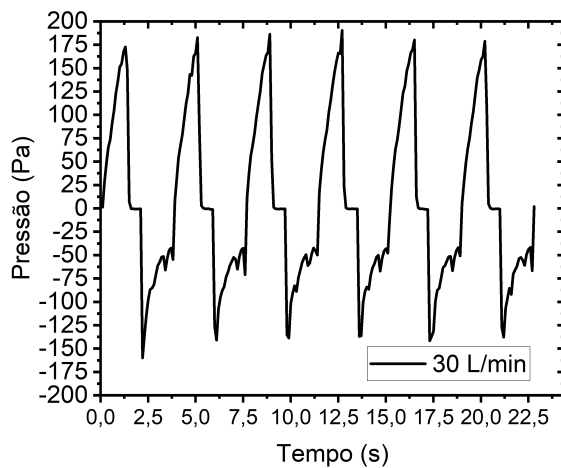
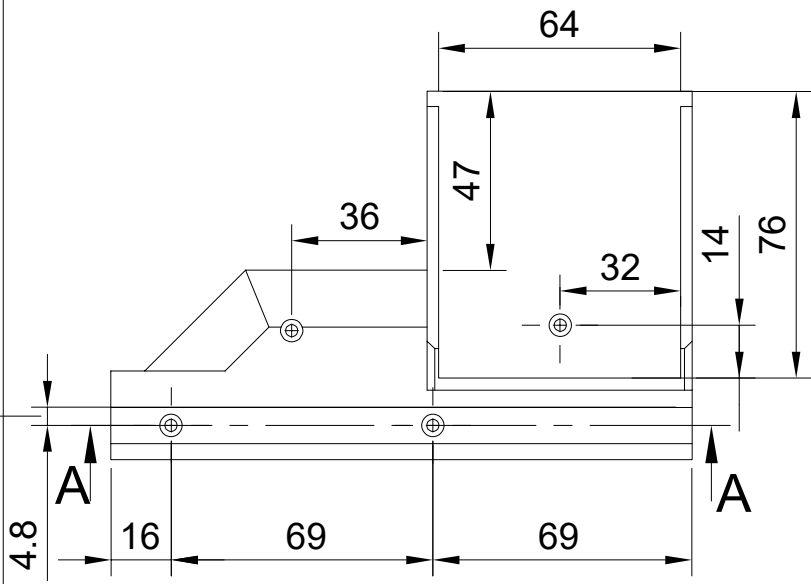
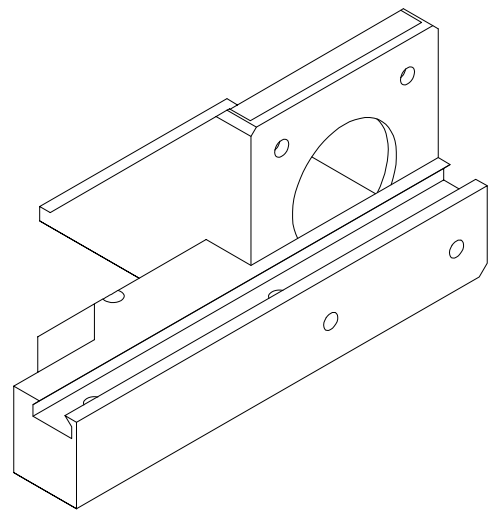
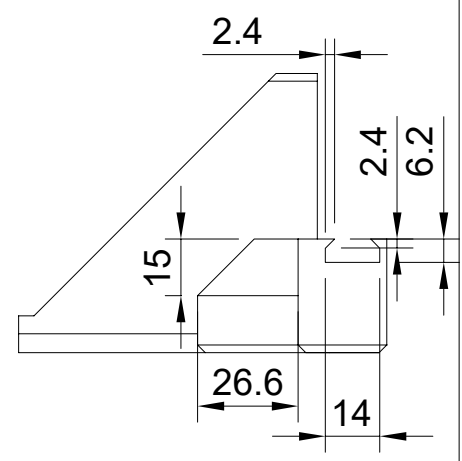
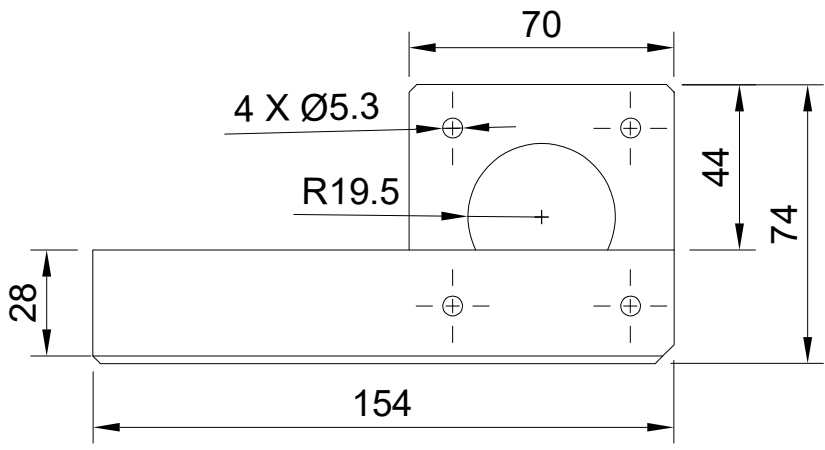


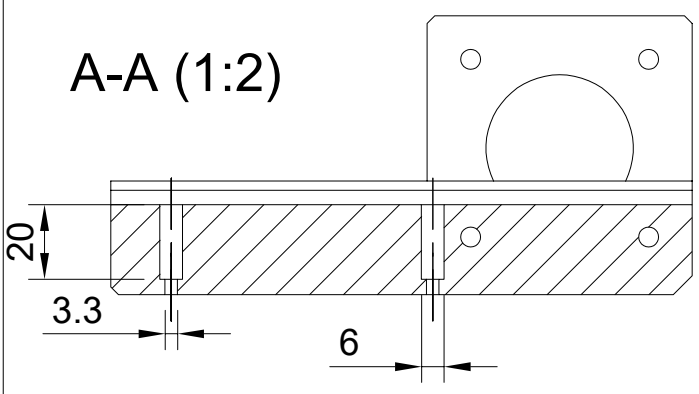
Figura F.5: Variação da pressão no meato médio do modelo A seccionado. O fluxo máximo do gráfico da esquerda é 30 L/min.

| G

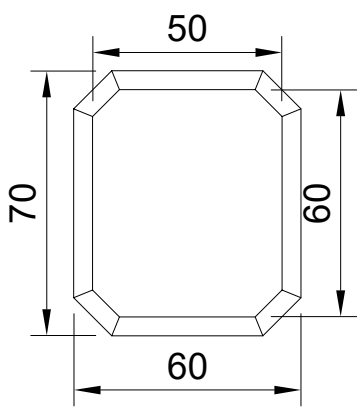
DESENHOS TÉCNICOS DO ATUADOR LINEAR



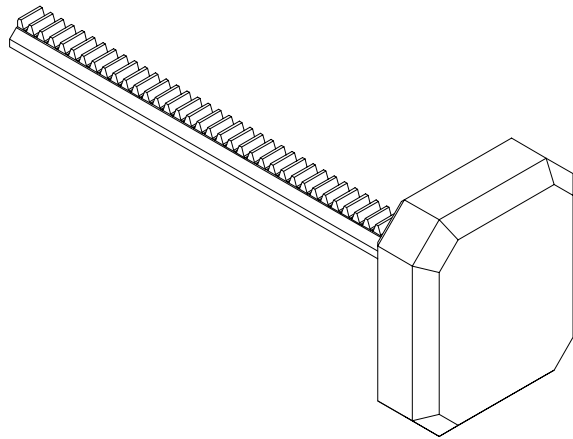
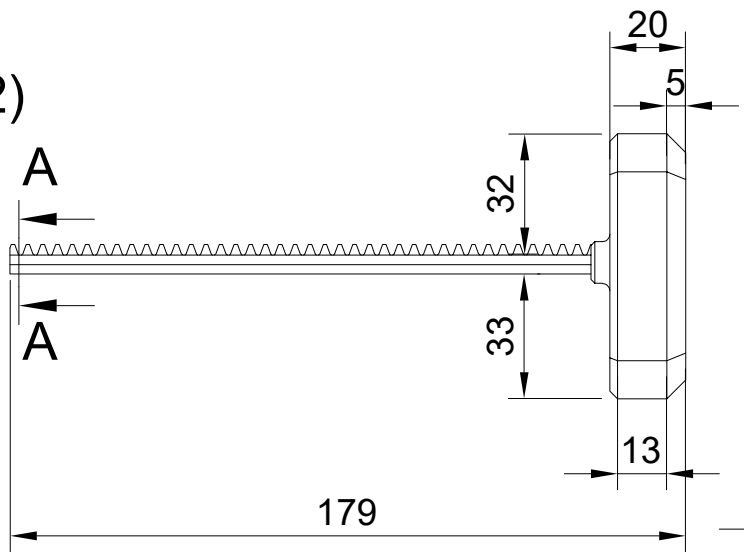
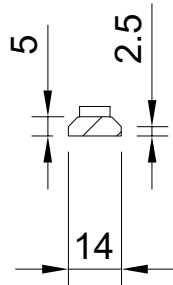
A-A (1:2)



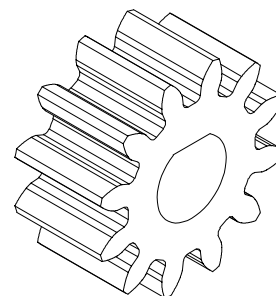
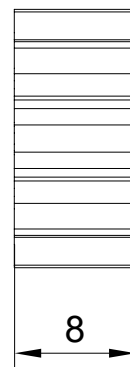
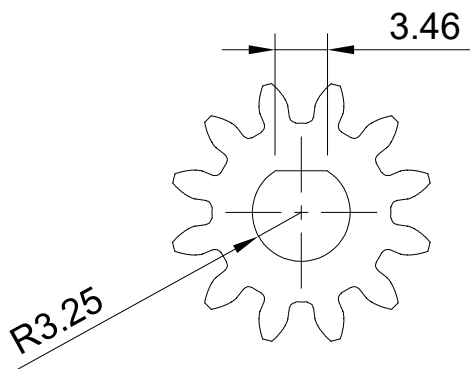
Dept.	Technical reference	Created by	Approved by	
Chanfros: 45°		Document type	Document status	
		Title	DWG No.	
		Calha	Rev.	Date of issue



A-A (1:2)



Dept.	Technical reference	Created by	Approved by		
Dentes: 60 Módulo: 1.25 Chanfros: 45°		Document type	Document status		
		Title	DWG No.		
		Pistão	Rev.	Date of issue	Sheet
					1/1



Dept.	Technical reference	Created by	Approved by	
Módulo: 1.25 Diâmetro primitivo: 15.00 Dentes: 12		Document type	Document status	
		Title	DWG No.	
		Roda dentada	Rev.	Date of issue
				Sheet 1/1



2024 Implementação de uma nova unidade de medida de pressão nasal interna Caetano Diós



UNIVERSITY OF LISBON
FACULTY OF SCIENCE & TECHNOLOGY