



Fábio Rafael Pós-de-Mina Dias

Licenciado em Engenharia Biomédica

Projecto e desenvolvimento dum dispositivo de recolha de amostras de ar exalado

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Orientadora: Prof^a. Doutora Valentina Vassilenko

Co-orientador: Prof. Doutor José Luís Constantino Ferreira

Júri:

Presidente: Prof^a. Doutora Maria Adelaide de Almeida Pedro de Jesus

Arguente: Prof. Doutor Stanimir Stoyanov Valtchev

Vogal(ais): Prof^a. Doutora Valentina Vassilenko

Prof. Doutor José Luís Constantino Ferreira

Projecto e desenvolvimento dum dispositivo de recolha das amostras de ar exalado

Orientadora: Prof^a. Doutora Valentina Vassilenko, Professora Auxiliar da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa

Co-Orientador: Prof. Doutor Jose Luís Constantino Ferreira, Professor Auxiliar da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa

Dissertação para a obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Departamento de Física

Faculdade de Ciências e Tecnologia,
Universidade Nova de Lisboa

Outubro 2012

Projecto e desenvolvimento dum dispositivo de recolha das amostras de ar exalado

Copyright © Fábio Rafael Pós-de-Mina Dias, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade Nova de Lisboa tem 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 objectivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.

Aos meus pais, irmão, família e amigos.
Ao esforço, dedicação e momentos de lazer por mim experienciados.

Agradecimentos

Atingido o final desta dissertação resta-me deixar uma palavra de apreço a todas as pessoas que estiveram presentes durante esta etapa, tornando-a numa realidade.

Aos meus orientadores Professora Valentina Vassilenko e Professor José Luís Ferreira por toda a dedicação, disponibilidade, compreensão e incentivo no decorrer desta dissertação. Agradeço a oportunidade de poder ter dado o meu contributo numa área tão emergente e com tanta potencialidade em diagnóstico médico.

A todos os elementos da empresa NMT SA com os quais tive o prazer de trabalhar, Helena, Ana Catarina, Fábio e Flávio por toda a ajuda e apoio demonstrados e à própria NMT SA por ter facultado o espaço onde foi desenvolvida grande parte da dissertação

A todos os meus colegas que trabalharam em parceria com a NMT SA, José Alves, Nélson Lourenço, Mónica Silva e Ricardo Alves por todo o apoio e trabalho de equipa realizado.

Aos meus tios António José Pós-de-Mina, Rui Silva e ao Professor Rui Madeira por todo o tempo despendido em matérias de carácter técnico envolvidas neste tema, por todo o apoio e preocupação.

Findados os agradecimentos a todos aqueles que contribuíram de uma forma directa e prática para a concretização deste projecto, seguem-se os agradecimentos a todos aqueles que foram os pilares intelectuais e emocionais no decorrer desta última e dolorosa fase.

Aos meus pais e irmão, peço-vos desculpa por toda a minha ausência tanto física como mental. Sem vocês, o vosso apoio, carinho e compreensão não seria possível ter atingido esta meta.

A todos os meus restantes familiares pela vossa extrema união e apoio demonstrado.

Aos meus amigos Rafaela Nunes, Ricardo Conceição, João Belo, Joana Canhoto, Rui Silva, João Crespo, Ana Catarina Correia, Mauro Ribeiro, Diogo Santos, Pedro Henrique, Ana Oliveira, Carlos Santos, Joana Pereira e Marcelo Santos que me ajudaram a ultrapassar esta difícil fase oferecendo a sua amizade, o seu apoio e o seu sorriso foram fundamentais. Sem dúvida, que no que precisarem de mim eu estarei aqui para vos apoiar.

A todos aqueles que, embora não nomeados, mas não esquecidos, estiveram sempre ao meu lado com palavras de encorajamento e força.

A todos vós o meu sincero muito obrigado!

Resumo

Nos últimos anos, o estudo e análise de biomarcadores no ar exalado tem-se mostrado um campo bastante importante na área da saúde. A recolha do ar exalado também tem merecido especial atenção, visto que há várias formas de identificar a fase de inspiração e de exalação para proceder à recolha. A capnografia tem sido utilizada como método de decisão do momento da recolha devido à informação que proporciona sobre os níveis de CO₂ presentes no ar exalado. Uma das técnicas de análise das amostras recolhidas é a espectrometria de mobilidade iónica, que possui a vantagem de ser um método não invasivo de análise dos metabolitos voláteis sanguíneos em que a recolha pode ser realizada em tempo real e *in situ*. Uma vez que a concentração de biomarcadores é bastante baixa, encontrando-se na ordem das partes por milhão (ppm) [1 mg/l] ou partes por bilião (ppb) [1 µg/l], é importante dispor dum sistema que permita seleccionar e recolher apenas o ar alveolar, onde a concentração é mais elevada.

Este trabalho “Projecto e desenvolvimento dum dispositivo de recolha de amostras de ar exalado” tem por objectivo o desenvolvimento de um equipamento capaz de efectuar a recolha automática, do ar alveolar, com base na identificação das fases do ciclo respiratório a partir de medidas de fluxo. O protótipo é constituído por um fluxímetro e respectivos circuitos de acondicionamento de sinal, um sistema de aquisição do sinal e uma aplicação computacional. Esta aplicação deve efectuar a análise do sinal proveniente do fluxímetro para identificar o momento adequado do ciclo respiratório para desencadear o processo de recolha selectiva. A recolha é efectuada através de uma válvula de três vias integrada na conduta do fluxímetro.

Palavras-chave: Ar exalado, Capnografia, Sistema de aquisição selectivo, Espectrometria de Mobilidade Iónica

Abstract

In the last few years, the study and analysis of biomarkers, based on exhaled air, has proven to be an important field in healthcare sector. Its sampling has deserved special attention since there are a lot of ways to identify the inspiratory and expiratory phases to collect the sample. Capnography has been used as a method to decide where the sample will be collected due to its information about CO₂ levels in exhaled air. Ion Mobility Spectrometry (IMS) is one of the analytical techniques applied in this kind of matrix, because it can be a non-invasive methodology for blood volatile compounds and the sampling can be taken in real time and *in situ*. Since the concentration of biomarkers is extremely low, in order of parts-per-million (ppm) [1 mg/l] or parts-per-billion (ppb) [1 µg/l], it is important to have a selective sampling system for alveolar air, where the concentration is much higher.

This work, entitled “Projecto e desenvolvimento de um sistema de recolha de amostras de ar exalado”, aims to develop an equipment capable of sample automatically, the alveolar air, based on the identification of the respiratory phases measured by flux values. This prototype consists in one flux meter, and respective signal acquisition circuits, and one computational application. This application should perform the analysis of the signal from the flux meter to identify the adequate moment of the respiratory cycle to engage the process of selective acquisition. The sampling of the air will be done by a three way valve in the flux meter shaft.

Keywords: Exhaled air, Capnography, Selective acquisition system, Ion Mobility Spectrometry

Índice de Matérias

Índice de Matérias	xv
Lista de Figuras	xvii
Lista de tabelas	xix
Lista de abreviaturas e acrónimos	xxi
1 Introdução	1
1.1 Motivação e Objectivos	1
1.2 Estrutura da Tese	3
2 Conceitos	5
2.1 Aparelho Respiratório e Respiração	5
2.2 Capnografia	9
2.3 Espectrometria de Mobilidade Iónica	12
3 Sistema de aquisição selectiva de ar exalado	17
3.1 Transdutor SS11LA	17
3.2 Acondicionamento do Sinal	18
3.3 Aquisição e Comunicação	23
3.4 Comunicação com o PC	25
3.5 Sistema de comutação automática de fluxo	26
3.6 Fonte de alimentação	28
4 Modelo de fluxo de ar num ciclo respiratório a três ritmos diferentes	29
4.1 Aquisição e comparação de três ritmos respiratórios	29
4.2 Aproximações matemáticas dos ciclos de referência	32
5 Desenvolvimento do protótipo da interface <i>Breathe Learning</i>	43
5.1 Desenvolvimento da interface gráfica de utilizador	43
5.2 Funcionamento geral do sistema automático de recolha de amostras de ar exalado	47

6	Montagem e Testes	49
6.1	Acondicionamento do sinal	49
6.2	Comunicação e interface com o PC	52
6.3	Sistema automático de recolha de amostras de ar exalado	54
7	Conclusões e Perspectivas	57
7.1	Conclusões	57
7.2	Perspectivas Futuras	58
	Bibliografia	61

Lista de Figuras

2.1	Sistema respiratório.	6
2.2	Variações do volume pulmonar durante a respiração.	7
2.3	Volumes e capacidades pulmonares.	9
2.4	Capnograma temporal.	10
2.5	Fases do capnograma volumétrico.	11
2.6	Áreas e medidas do capnograma volumétrico.	11
2.7	Número de publicações sobre a técnica analítica de IMS.	12
2.8	Sistema de MCC-IMS.	14
2.9	Esquema interno do aparelho de MCC-IMS <i>BreathSpec</i> ®.	14
2.10	Espectros obtidos em laboratório de ar exalado (a) sem fumar, (b) após fumar um cigarro electrónico e (c) após fumar um cigarro comercial.	15
3.1	Sensor SS11LA da <i>Biopac Systems, INC.</i>	18
3.2	Circuito implementado do amplificador diferença.	19
3.3	Simulação teórica do circuito do amplificador diferença. A verde está representado o sinal de entrada v_{in}^+ multiplicado por 5000, a vermelho o sinal de entrada v_{in}^- multiplicado por 2000 e a azul o sinal à saída do circuito, v_{out}	19
3.4	Circuito implementado do filtro passa-baixo.	20
3.5	Resposta em frequência teórica do filtro passa-baixo com frequência de corte de 1,6931 Hz.	20
3.6	Circuito implementado do somador não-inversor.	21
3.7	Simulação teórica do circuito somador não-inversor. A verde está representado o sinal de entrada do circuito e a vermelho a sua saída.	21
3.8	Circuito implementado para realização do acondicionamento do sinal.	22
3.9	Simulação teórica do circuito responsável pelo acondicionamento do sinal. A verde está representado um dos sinais de saída do transdutor multiplicado por 50000, a vermelho o outro sinal de saída do transdutor multiplicado por 10000 e a azul o sinal de saída do circuito de acondicionamento de sinal.	22
3.10	Fluxograma implementado no microcontrolador. O registo RCREG é o registo de recepção de dados do módulo EUSART.	24
3.11	Circuito implementado do sistema de comutação automática de fluxo.	27
3.12	Desenho do adaptador entre o transdutor e a válvula.	27

3.13	Circuito da fonte de alimentação.	28
4.1	Ciclo de referência do ritmo normal.	32
4.2	Ciclo de referência do ritmo lento.	32
4.3	Ciclo de referência do ritmo rápido.	32
4.4	Ciclo de referência do ritmo normal com a aproximação polinomial.	33
4.5	Ciclo de referência do ritmo lento com a aproximação polinomial.	34
4.6	Ciclo de referência do ritmo rápido com a aproximação polinomial.	35
4.7	Traçados gráficos da forma de onda de impulso (a) sem translação e (b) com translação.	36
4.8	Ciclo de referência do ritmo normal com a aproximação de onda de impulso rectangular.	36
4.9	Ciclo de referência do ritmo normal com a aproximação de onda de impulso rectangular após a eliminação das oscilações.	37
4.10	Ciclo de referência do ritmo normal com a aproximação de onda de impulso rectangular após a deslocação do seu flanco ascendente.	37
4.11	Ciclo de referência do ritmo lento com a aproximação de onda de impulso rectangular.	38
4.12	Ciclo de referência do ritmo lento com a aproximação de onda de impulso rectangular após a eliminação das oscilações.	38
4.13	Ciclo de referência do ritmo lento com a aproximação de onda de impulso rectangular após a deslocação do seu flanco ascendente.	39
4.14	Ciclo de referência do ritmo rápido com a aproximação de onda de impulso rectangular.	39
4.15	Ciclo de referência do ritmo rápido com a aproximação de onda de impulso rectangular após a eliminação das oscilações.	40
4.16	Esquema matemático das fases de um ritmo respiratório.	40
5.1	Interface <i>Breathe Learning</i>	44
5.2	Sistema automático de recolha de amostras de ar exalado (a) sistema de aquisição selectiva de ar exalado (b) interface <i>Breathe Learning</i>	47
6.1	Frequências de teste ao filtro passa-baixo (a) 300 mHz (b) frequência de corte (1,6931 Hz) (c) 50 Hz.	50
6.2	Resposta do circuito somador não-inversor implementado.	51
6.3	Formas de onda de um ritmo respiratório aleatório à saída do circuito: (a) amplificador diferença (b) amplificador diferença com filtro passa-baixo (c) de acondicionamento.	52
6.4	Circuito de aquisição e comunicação implementado.	53

Lista de Tabelas

3.1	Classes do protocolo <i>Wireless Bluetooth</i>	25
4.1	Comparação entre os ciclos respiratórios do ritmo normal.	31
4.2	Comparação entre os ciclos respiratórios do ritmo lento.	31
4.3	Comparação entre os ciclos respiratórios do ritmo rápido.	31
4.4	Coefficientes da função de ajuste polinomial para o ritmo normal.	33
4.5	Coefficientes da função de ajuste polinomial para o ritmo lento.	34
4.6	Coefficientes da função de ajuste polinomial para o ritmo rápido.	34
4.7	Valores temporais da análise matemática aplicada a cada ritmo.	41
6.1	Resultados dos testes realizados ao sistema automático de recolha de amostras de ar exalado.	54

LISTA DE TABELAS

Lista de abreviaturas e acrónimos

ADC	<i>Analog-to-Digital Converter</i>
API	<i>Application Programming Interface</i>
AWT	<i>Abstract Window Toolkit</i>
BSL PRO	<i>Biopac Student Lab Pro</i>
cm H ₂ O	Unidade de pressão
CO ₂	Molécula de dióxido de carbono
DB9M	Conector DB9 masculino
DC	<i>Direct Current</i>
DPDT	<i>Double Pole Double Throw</i>
DPST	<i>Double Pole Single Throw</i>
E ₁	Primeira expiração
EPC	<i>Electronic Pressure Control</i>
EUSART	<i>Enhanced Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter</i>
f _c	Frequências de corte
FCM-UNL	Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Nova de Lisboa
FCT-UNL	Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa
G.A.S	<i>Gesellschaft Für Analytische Sensorsysteme mbh</i>
I ₁	Primeira inspiração
I ₂	Segunda inspiração
IMS	<i>Ion Mobility Spectrometry</i>
l	Litro
LED	<i>Light-Emitting Diode</i>
MCC-IMS	<i>Multi-Capillary Column Ion Mobility Spectrometry</i>
mm Hg	Unidade de pressão
NC	<i>Normaly Closed</i>
NO	<i>Normaly Open</i>
O ₂	Molécula de oxigénio
P _{alv}	Pressão alveolar

LISTA DE ABREVIATURAS E ACRÓNIMOS

$P_{ET}CO_2$	Pressão de dióxido de carbono no final da expiração
P_A	Pressão atmosférica
P_aCO_2	Pressão de dióxido de carbono no sangue arterial
Pa	Unidade de pressão SI
PC	<i>Personal Computer</i>
PCO_2	Pressão parcial de dióxido de carbono
PDF	<i>Portable Document Format</i>
PIC	<i>Programmable Integrated Circuit</i>
ppb	Partes por bilião
ppb_v	Partes por bilião por volume
ppm	Partes por milhão
ppt_v	Partes por trilião por volume
RS-232	<i>Recommended Standard 232</i>
SDK	<i>Software Development Kit</i>
SPDT	<i>Single Pole Double Throw</i>
SPST	<i>Single Pole Single Throw</i>
t_{exp}	Tempo de expiração
t_{insp}	Tempo de inspiração
UCP	Unidade Central de Controlo
USB	<i>Universal Serial Bus</i>
V	Volt
VOC	<i>Volatile Organic Compound</i>

1

Introdução

1.1 Motivação e Objectivos

Os desenvolvimentos e metas alcançados pelas áreas das ciências tecnológicas e ciências da saúde têm permitido um elevado crescimento da melhoria da qualidade de vida da população e em especial no prolongamento da esperança média de vida. Estes avanços têm permitido uma constante melhoria dos métodos de diagnóstico e tratamento de doenças que em tempos passados eram mortais.

Além destes avanços significativos, os meios de diagnóstico já existentes, por vezes não conseguem fornecer informação de estágios precoces de certas doenças, devido à sua natureza analítica. Contudo, doenças como o cancro do pulmão ainda carecem de diagnóstico precoce, [2, 3] bem como outras formas de cancro, diabetes, doenças renais, entre outras. Em todos os casos de cancro, quanto mais cedo este for diagnosticado maior a probabilidade de poder ser controlado.

Posto isto, torna-se necessário o desenvolvimento de uma metodologia de diagnóstico precoce, rápida, eficaz, de baixo custo, não invasivo e indolor para o paciente. A análise de ar exalado possui todas estas características [4, 5, 6, 7, 8, 9].

Além de todas estas vantagens a nível de metodologia, encontra-se outra bastante relevante em termos analíticos, onde a sua matriz de análise é bastante menos complexa comparativamente ao sangue e à urina [8]. A matriz de análise (ar exalado) é constituída por componentes orgânicos voláteis (VOC do inglês *Volatile Organic Compounds*) que transportam informação de metabolitos celulares que estão presentes na corrente sanguínea [5] e que,

normalmente, não são detectados neste tipo de análise [9].

Nos estudos realizados recentemente já se encontram identificados duas centenas destes compostos, que apresentam concentrações muito baixas na ordem das partes por milhão (ppm) e partes por bilião (ppb) [4]. Os VOCs mais importantes na matriz de ar exalado são a acetona, a amónia, o etanol e o isopreno. Alguns destes compostos apresentam concentrações bastante elevadas em certas doenças tais como diabetes (acetona), falhas renais (amónia) e cancro do pulmão (formaldeído) [4].

As amostras de ar exalado necessitam de ser analisadas para que se consigam obter resultados válidos de apoio ao diagnóstico. Uma das técnicas emergentes de análise de ar exalado é a espectrometria de mobilidade iónica (IMS do inglês *Ion Mobility Spectrometry*) que, acoplada com uma coluna multicapilar (MCC-IMS do inglês *Multi-Capillary Column Ion Mobility Spectrometry*), permite uma melhor separação dos VOCs. Neste âmbito foi realizado o *workshop* “Introdução à Espectrometria de Mobilidade Iónica no contexto de análise de ar exalado” no qual se realizou a análise comparativa entre as amostras de ar exalado antes de se fumar um cigarro electrónico, após se fumar o mesmo e após se fumar um cigarro comercial.

Como os VOCs presentes no ar exalado estão em concentrações bastante baixas e bastante diluídos, torna-se necessário o desenvolvimento de sistemas que permitam a sua recolha para que a amostra a analisar contenha somente ar alveolar, aumentando assim a concentração destes componentes na amostra.

Um dos sistemas utilizados para a avaliação temporal da recolha de amostras de ar exalado é a capnografia [10, 11] pois tanto através do seu traçado temporal [10, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19] como volúmico [15, 17] é permitida a leitura do valor da pressão parcial de CO_2 no final da expiração (*end tidal CO₂* [$P_{ET\text{CO}_2}$]), que se encontra no final da fase III. Todavia, em certas doenças metabólicas, o traçado do *plateau* da fase III é modificado, bem como o valor de $P_{ET\text{CO}_2}$, e torna-se difícil a captura de amostras de ar exalado.

Com este pressuposto, esta dissertação tem por objectivos desenvolver e implementar um sistema automático de recolha de amostras de ar exalado, a publicação de um artigo “*Prototype for selective exhaled air acquisition*” submetido para a BIOSTEC 2013 – *6th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies* e a apresentação dos resultados no ciclo de conferências iMed 4.0 na FCM-UNL. Este sistema deve permitir a leitura do sinal eléctrico proveniente de um fluxímetro que, juntamente com um sistema de aprendizagem, na forma de interface gráfica de utilizador, e um sistema de comutação automática de fluxo, realiza a recolha selectiva de amostras de ar exalado endógeno *on-line* e *in situ*.

Devido à complexidade do protótipo, este teve início com o trabalho “Instrumentação para aquisição selectiva de ar exalado” realizado por José Alves, no âmbito da sua dissertação de mestrado, numa parceria entre a FCT-UNL e uma sua *start-up*, a NMT SA, onde foi desenvolvido grande parte do trabalho realizado. Durante a realização desta dissertação, encontra-se a decorrer um trabalho paralelo da empresa NMT SA no Hospital Garcia de Orta, Departamento de Nefrologia, que visa a recolha de amostras de ar exalado e, onde se

verificou a necessidade de aplicar um sistema de recolha selectiva do ar exalado como o que foi desenvolvido neste trabalho.

1.2 Estrutura da Tese

Esta dissertação encontra-se dividida em sete capítulos. No capítulo dois é feita uma breve descrição da anatomia e fisiologia do sistema respiratório, a descrição do método de análise de CO₂ do ar exalado, a capnografia e uma breve abordagem da técnica analítica de espectrometria de mobilidade iónica (IMS). No capítulo três é descrito todo o desenho do *hardware* desenvolvido que constitui uma parte do sistema de recolha de amostras de ar exalado. O *hardware* desenvolvido está segmentado em cinco módulos, o acondicionamento do sinal proveniente do transdutor de fluxo, a sua digitalização, a comunicação com o PC (do inglês *Personal Computer*), o sistema de comutação automática de fluxo e a fonte de tensão. No capítulo quatro encontram-se apresentados as aproximações realizadas aos ritmos respiratórios adquiridos. O capítulo cinco descreve a interface de utilizador desenvolvida para que o paciente siga um ritmo respiratório previamente escolhido como referência. A implementação e realização de testes ao *software* e *hardware* desenvolvidos são apresentados no capítulo seis. Por fim, no último capítulo, o sétimo, estão descritas as conclusões e perspectivas futuras do trabalho realizado.

CAPÍTULO 1. INTRODUÇÃO

2

Conceitos

Nesta secção são apresentados os conceitos teóricos necessários para a realização deste trabalho. Esta encontra-se dividida em três secções: na secção 2.1 encontra-se descrito o aparelho respiratório e o processo respiratório; na secção 2.2 descreve o método capnográfico de recolha de amostras de ar exalado; e na secção 2.3 encontra-se descrita a técnica de IMS.

2.1 Aparelho Respiratório e Respiração

O aparelho respiratório é uma estrutura física constituída na sua generalidade pelas fossas nasais, faringe, laringe, que constituem as vias aéreas superiores, pela traqueia, brônquios, e pulmões, que fazem parte das vias aéreas inferiores como se pode ver na figura 2.1.

Os pulmões são os principais órgãos do sistema respiratório e alojam uma elevada estrutura de ramificações dos brônquios principais. Estes subdividem-se em brônquios lobares, brônquios segmentares, que por sua vez se ramificam em bronquíolos, e bronquíolos terminais. Toda a estrutura anteriormente descrita a partir da traqueia até aos bronquíolos terminais é denominada como porção não respiratória ou espaço morto anatómico, sendo que não se verificam quaisquer tipo de trocas gasosas nestas estruturas. Por sua vez, a porção respiratória inicia-se numa primeira ramificação dos bronquíolos terminais, denominada de bronquíolos respiratórios, e vai até aos alvéolos e sacos alveolares. Nestas duas últimas estruturas realizam-se a maior parte das trocas gasosas com o sangue, pois são zonas bastante vascularizadas [20, 21].

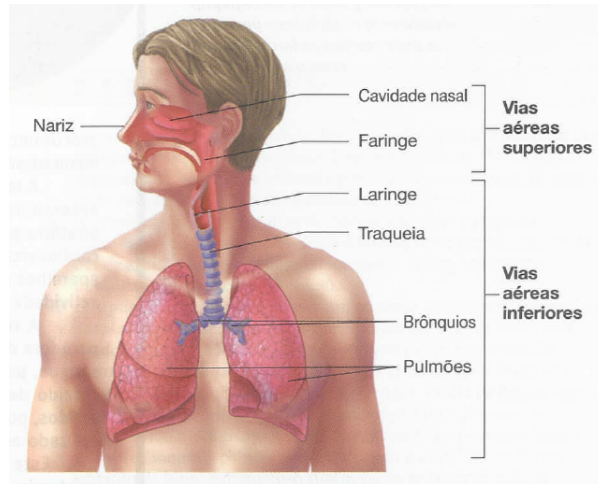


Figura 2.1: Sistema respiratório. Adaptado de [20].

A respiração é um dos processos mais característicos da vida de um ser humano pelo que sem ela é impossível dar continuidade à vida tratando-se de um dos principais sinais vitais a par da existência de pulso [20]. Este processo é necessário a todas as células do organismo pois fornece-lhes oxigénio (O_2) e liberta o dióxido de carbono (CO_2) por elas produzido.

A respiração encontra-se dividida em quatro processos: (1) ventilação, movimento realizado pelo ar de e para os pulmões; (2) difusão, permuta de gases, O_2 e CO_2 , entre o ar alveolar e o sangue; (3) transporte de O_2 e CO_2 no sangue, bem como o seu transporte de e para os tecidos e, (4) os mecanismos de regulação respiratórios [20, 22].

Na primeira etapa da respiração – ventilação – a entrada de ar para os pulmões necessita de um gradiente de pressão entre o exterior e os alvéolos, ao passo que, a saída de ar dos alvéolos para o exterior requer um gradiente de pressão na direcção oposta. A equação 2.1 reflecte os princípios físicos do fluxo de ar em tubos, tal como são constituídas as vias respiratórias.

$$F = \frac{P_1 - P_2}{R} \quad (2.1)$$

Onde F é o fluxo de ar em mililitros por minuto (ml/min) P_1 , é a pressão no ponto 1, P_2 a pressão no ponto 2 e R a resistência imposta ao fluxo de ar.

A diferença entre as pressões P_1 e P_2 determina a direcção do fluxo de ar. Quando a pressão em P_1 é maior que a em P_2 , o fluxo de ar dá-se do ponto 1 para o ponto 2.

Para se determinar a pressão em cada ponto, como por exemplo, na cavidade torácica ou nos alvéolos, é necessário recorrer à Lei Geral dos Gases Ideais, que se encontra enunciada na equação 2.2.

$$P = \frac{nRT}{V} \quad (2.2)$$

Onde P é a pressão, n o número de moles por grama de gás, R a constante dos gases,

T a temperatura, em Kelvin (K), e V o volume. Quando os processos a estudar ocorrem no corpo humano, consideram-se os valores de n e T constantes, onde T é a temperatura corporal, e pode-se verificar que a relação entre a pressão e o volume é dada por uma proporcionalidade inversa. Neste caso a Lei Geral dos Gases Ideais pode ser enunciada como Lei de *Boyle*.

Em fisiologia utilizam-se algumas convenções que permitem uma melhor compreensão dos fenómenos respiratórios e de como é realizada a entrada e saída de ar dos pulmões, mais propriamente dos alvéolos. A primeira convenção é que a pressão atmosférica (P_A), possui sempre o valor zero (0), e esta encontra-se presente em todas as vias aéreas excepto nos alvéolos. A segunda está relacionada com a unidade utilizada para a medição das pressões respiratórias: centímetros de água (cm H_2O). As relações com a unidade do sistema internacional (SI), Pascal (Pa), e com milímetros de mercúrio (mm Hg) estão apresentadas nas equações 2.3 e 2.4, respectivamente:

$$1 \text{ cm } H_2O = 98,0665 \text{ Pa} \quad (2.3)$$

$$1 \text{ cm } H_2O = 0,7355 \text{ mmHg} \quad (2.4)$$

A terceira e última prende-se com o facto de todas as pressões serem avaliadas relativamente à P_A . Um dos exemplos é o da pressão alveolar (P_{alv}) que define a pressão dentro de um alvéolo.

Durante a respiração em repouso a variação da P_{alv} determina o sentido do fluxo de ar pelo que: (1) durante a inspiração, P_{alv} deve sofrer uma diminuição devido à expansão da cavidade torácica, o que infere um aumento do volume alveolar e conseqüente diminuição da respectiva pressão, atingindo um valor de sensivelmente -1 cm H_2O ; (2) no final da inspiração, não existe fluxo de ar pois $P_{alv} = P_A$, mas este movimento de ar para dentro dos pulmões acarretou um acréscimo do volume em cerca de 0,5 litros (l), num tempo aproximado de 2 segundos (s); (3) durante a expiração o volume da caixa torácica diminui o que implica um aumento da P_{alv} para cerca de +1 cm H_2O expulsando o ar dos pulmões, durante um tempo aproximado de 2 s a 3 s e, (4) no final da expiração as pressões voltam-se a igualar e o processo repete-se a partir do ponto 1.

As variações no volume pulmonar podem ser constatadas na figura 2.2.

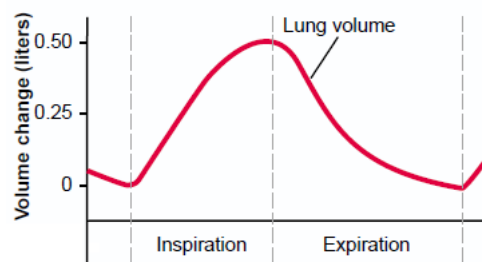


Figura 2.2: Variações do volume pulmonar durante a respiração. Adaptado de [22].

Volumes e Capacidades Pulmonares

Para se estudar e avaliar a função pulmonar de um indivíduo podem-se realizar alguns testes clínicos, entre os quais se encontra o teste de espirometria. Este teste efectua a medição dos volumes de ar que são movimentados no aparelho respiratório. Encontram-se documentados quatro volumes pulmonares que são descritos de seguida:

1. Volume corrente: volume de ar inspirado e expirado durante um processo respiratório em repouso (cerca de 500 ml);
2. Volume de reserva inspiratória: volume extra que pode ser inspirado numa inspiração forçada (cerca de 3000 ml);
3. Volume de reserva expiratória: volume máximo de ar expirado num processo forçado, após a expiração do volume corrente (cerca de 1100 ml);
4. Volume residual: volume de ar que permanece nos pulmões e restantes vias aéreas após uma expiração o mais forçada possível (cerca de 1200 ml).

Com estes volumes podem-se definir as capacidades pulmonares que são somente a soma de dois ou mais volumes pulmonares. As capacidades pulmonares são:

1. Capacidade inspiratória: soma do volume corrente com o volume de reserva inspiratória, que é a quantidade máxima de ar (cerca de 3500 ml) que um indivíduo é capaz de inspirar após uma expiração não forçada;
2. Capacidade residual funcional: soma do volume de reserva expiratória com o volume residual (cerca de 2300 ml), sendo esta a quantidade de ar que permanece nos pulmões após uma expiração não forçada;
3. Capacidade vital: soma do volume de reserva inspiratória, com o volume corrente e o volume de reserva expiratória (cerca de 4600 ml), que é o volume máximo que um indivíduo consegue expirar após uma inspiração forçada;
4. Capacidade pulmonar: volume máximo suportado pelos pulmões (cerca de 5800 ml) que é constituída pela capacidade vital com o volume residual.

Na figura 2.3 encontra-se representado um gráfico no qual são indicados os quatro volumes descritos bem como as quatro capacidades pulmonares.

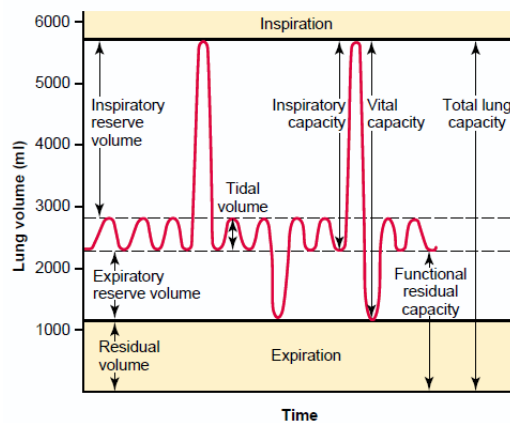


Figura 2.3: Volumes e capacidades pulmonares [22].

2.2 Capnografia

Os métodos de recolha de ar exalado têm vindo a ser bastante estudados e um dos mais utilizados é a capnografia [10, 11]. Este método é maioritariamente utilizado para monitorização de pacientes anestesiados e para verificação do correcto posicionamento do tubo endotraqueal [13, 16, 17, 18, 19].

A capnografia tem por base a representação gráfica das alterações da pressão parcial de CO_2 (PCO_2) no ciclo respiratório [18, 19, 23] e a capnometria tem por objectivo a representação numérica dessas variações [15, 17]. Para se obter o valor da PCO_2 é necessário medir os níveis de dióxido de carbono no ar expirado. Os métodos de medição estão divididos em dois grupos: os métodos físicos e o químico. Dentro dos métodos físicos estão incluídas as espectrografias de infravermelho, Raman, de massa e foto acústica. O método químico baseia-se na análise colorimétrica que tem por base o pH do ar [17, 24]. De todos estes métodos de medição o mais utilizado é a espectrografia de infravermelho.

Este método é aplicado nos dois tipos de capnógrafo que são comercializados, os *side stream* e os *main stream*. No primeiro caso, o sensor de CO_2 é colocado longe da via respiratória, numa unidade de análise, onde é necessário extrair um pouco do ar exalado pelo paciente para a unidade de análise. Este processo possui a vantagem de poder ser aplicado a pacientes que não estejam com o tubo endotraqueal colocado. Todavia, existem vários factores de contaminação, que estão relacionados com o afastamento da unidade de análise da via respiratória. No caso do capnógrafo *main stream*, o sensor é colocado no fim do tubo endotraqueal ou acoplado a uma máscara facial permitindo que o valor seja medido enquanto o paciente expira, sendo considerado uma vantagem deste método. Uma das desvantagens deste método está relacionada com a elevada condensação da humidade do ar no tubo [16, 17, 18].

2.2.1 Capnografia temporal e capnografia volúmica

Após uma breve descrição dos princípios físicos presentes nesta técnica, é necessário perceber como se obtém as formas de onda de um capnograma. Existem duas formas distintas de apresentar a forma de onda capnográfica, em função do tempo, capnograma temporal, ou em função do volume de ar expirado, capnograma volúmico [15, 17].

Capnografia temporal

A forma de onda do capnograma temporal (figura 2.4) tem vindo a ser estudada com vista a ser estabelecida uma norma *standard* para as suas fases [12]. É aceite pela comunidade científica que o capnograma temporal está dividido em dois segmentos principais, inspiratório e expiratório, mas não é consensual a denominação das fases deste traçado gráfico. A designação das fases do capnograma temporal realizada nesta dissertação está de acordo com a proposta por Bhavani-Shankar *et al.* [12, 15, 24].

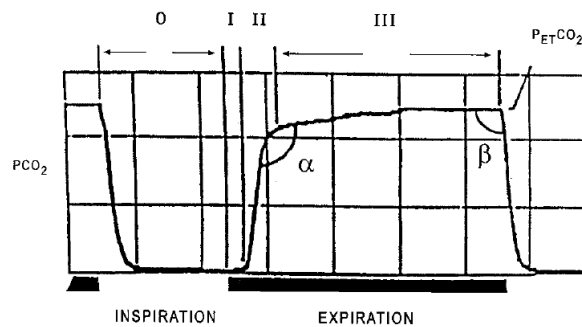


Figura 2.4: Capnograma temporal [12].

O segmento inspiratório é representado pela fase 0 e o expiratório pelas fases I a III e, por vezes, pela fase IV que representa o aumento terminal da pressão parcial de CO_2 (aparece ocasionalmente em grávidas ou obesos) [15]. A fase 0 é representada por um declínio abrupto nos níveis de CO_2 , pois é nela que se realiza a inspiração de ar livre deste gás. No segmento expiratório: a fase I representa a expiração de ar que se encontra no espaço morto anatómico, ar livre de CO_2 ; a fase II apresenta um rápido aumento, na forma de uma sigmóide, dos níveis medidos de CO_2 , que consiste na mistura do ar do espaço morto com o ar proveniente dos alvéolos; a fase III é denominada por *plateau* com elevados níveis de CO_2 pois é quando está a ser exalado o ar proveniente dos alvéolos. O valor no final do traçado do capnograma é o valor aproximado da pressão de dióxido de carbono no sangue arterial (PaCO_2) e é designado como pressão de CO_2 no final da expiração (P_{ETCO_2}) [10, 12, 13, 14, 15, 17, 18, 19, 23].

Neste traçado estão identificados dois ângulos, o ângulo α e o ângulo β . O ângulo α encontra-se entre as fases II e III, está entre os 100° e os 110° e varia de acordo com o aumento ou diminuição do declive da fase III. Como o declive da fase III é um indicador da razão entre a ventilação (renovação de ar residual por ar atmosférico) e perfusão (fluxo sanguíneo), o

ângulo α é um indicador indirecto desta medida. Relativamente ao ângulo β , encontra-se entre a fase III e a fase 0 e possui, normalmente, o valor de 90° [12, 15, 17]. Contudo, quando um indivíduo volta a inspirar o ar exalado por si no ciclo respiratório imediatamente anterior [13], β pode tomar o valor de 180° .

Capnografia volúmica

O capnograma volúmico, pressão parcial de CO_2 em função do ar expirado, é bastante semelhante ao capnograma temporal, só que o seu traçado não possui segmento respiratório, figura 2.5 [15, 17].

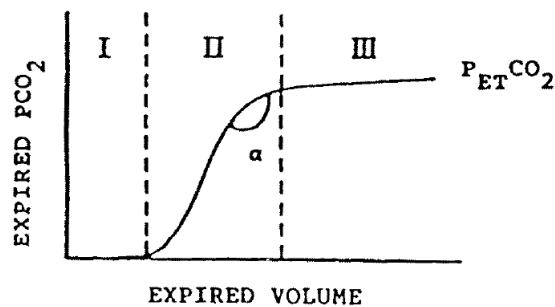


Figura 2.5: Fases do capnograma volumétrico [15].

Este traçado está dividido em três fases, fase I a III. A fase I é representativa da expiração de ar livre de CO_2 , proveniente do espaço morto anatómico, a fase II consiste numa rápida elevação da pressão de CO_2 em forma de sigmóide devido à mistura de ar do espaço morto com o ar alveolar, e a fase III, à semelhança do capnograma temporal, denomina-se por *plateau* e representa o ar proveniente dos alvéolos, bastante rico em dióxido de carbono. Também se pode verificar que o último valor deste traçado é o $P_{ET}^{\text{CO}_2}$ [15, 17, 19].

Contudo, para além das fases desta onda, é possível inferir sobre as componentes de espaço morto fisiológico, figura 2.6.

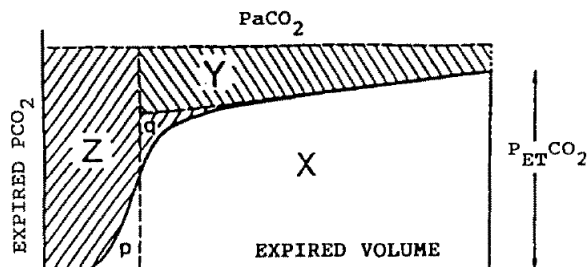


Figura 2.6: Áreas e medidas do capnograma volumétrico. Adaptado de [15].

Na figura anterior estão representadas algumas áreas que definem os espaços mortos presentes no sistema respiratório e algumas medidas, como é o caso de $P_a^{\text{CO}_2}$ e $P_{ET}^{\text{CO}_2}$.

A primeira medida é representada por uma linha a tracejado, a partir da qual se retiram as respectivas áreas. A área por baixo da curva da figura 2.5, representada por X, é o volume de CO_2 no ar exalado e representa a ventilação efectiva. A área abaixo de PaCO_2 e acima da curva do capnograma volúmico representa o espaço morto fisiológico, a qual pode ser dividida em espaço morto anatómico e espaço morto alveolar. Como a fase II é a junção entre o ar do espaço morto e o ar alveolar, torna-se necessário dividi-la em duas metades, representada pela linha vertical. Prolongando a linha do *plateau* até intersectar a linha vertical anteriormente desenhada, consegue-se obter duas áreas iguais, 'p' e 'q'. A área 'p' representa a ventilação efectiva da fase II e a área 'q' representa o espaço morto anatómico. Por fim, a área Z representa o espaço morto anatómico da fase I incluindo a área 'q', enquanto a área Y representa o espaço morto alveolar [15, 17].

2.3 Espectrometria de Mobilidade Iónica

A técnica de espectrometria de mobilidade iónica tem registado um aumento significativo da sua utilização, nomeadamente a nível de análise de VOCs extraídos de amostras de ar exalado. Esta técnica é também conhecida pelas suas aplicações na detecção de agentes químicos, explosivos, drogas ilegais [25], em controlo de processos, análise da qualidade alimentar, análise biológica e aplicações médicas [26]. Devido a este enorme crescimento, realizou-se uma pesquisa bibliográfica, em duas das maiores bibliotecas digitais, onde se pretendia verificar o crescimento exponencial de publicações sobre a técnica. O gráfico obtido encontra-se na figura 2.7.

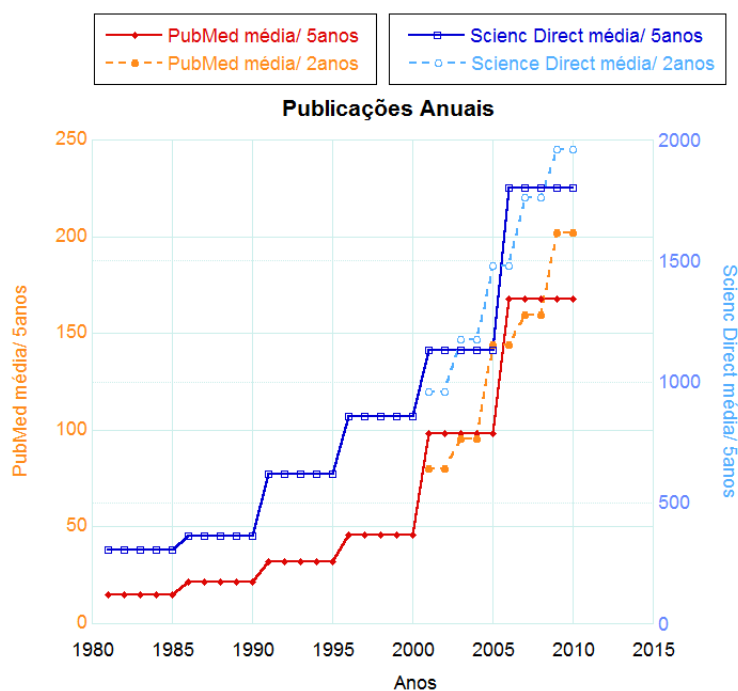


Figura 2.7: Número de publicações sobre a técnica analítica de IMS.

Este trabalho foi realizado em parceria com Nélson Lourenço que se encontra a realizar a dissertação de mestrado “Implementação e desenvolvimento da célula de análise directa de elementos vestigiais emitidos das superfícies sólidas: aplicação aos dispositivos médicos”.

2.3.1 Princípio físico de análise de compostos orgânicos voláteis por IMS

A técnica de IMS baseia-se na análise da rápida separação de iões, no estado gasoso [27], devido à diferença de mobilidade de ião para ião quando estão sujeitos a um campo eléctrico fraco, à pressão atmosférica e à presença de um gás de deriva (por exemplo, ar sintético ou azoto) [28, 29]. A mobilidade iónica pode ser definida como a normalização da velocidade de deriva ao campo eléctrico [26].

As moléculas da amostra que se pretende analisar são colocadas na região de ionização do tubo de deriva, na qual sofrem a acção de uma fonte radioactiva, normalmente de radiação β [25, 30], ultra violeta ou plasma [26]. A sua separação é realizada na região de deriva na qual as moléculas colidem com as moléculas neutras do gás de deriva que viajam na direcção oposta à do campo eléctrico aplicado, o que resulta numa diminuição da velocidade. Após a passagem pela região de deriva, os iões colidem com o detector de Faraday originando pequenas correntes eléctricas, em função do tempo [3, 25, 26, 27, 28, 29, 30, 31], na ordem dos nano-ampere a pico-ampere. Este processo é bastante rápido, encontrando-se o tempo de análise entre os 20 e os 50 ms [25], estando dependente do comprimento do tubo de deriva e da mobilidade iónica de alguns compostos. Associado a este fenómeno de rapidez, encontra-se outra das grandes vantagens da IMS pois possui uma elevada sensibilidade de detecção na ordem da nano-grama por litro (ng/l) (ou partes por bilião por volume [ppb_v]) ou da pico-grama por litro (pg/l) (ou partes por trilião por volume [ppt_v]) [28, 31].

Em condições ideais os diferentes iões formados no tubo de deriva deveriam atingir o detector de Faraday totalmente separados, o que não se verifica. Este facto é inerente à IMS pois possui uma baixa resolução e quando a amostra é bastante complexa agrava esta falha na separação [28]. Para colmatar esta lacuna surgiram várias técnicas alternativas nas quais, normalmente, se acoplam colunas cromatográficas como técnicas de pré-separação.

Entre as técnicas utilizadas encontram-se a cromatografia gasosa com IMS (GC-IMS do inglês *Gas Chromatography IMS*) e a MCC-IMS (do inglês *Multi-Capillary Column IMS*), entre outras [31, 32]. A MCC-IMS, figura 2.8, tem sido amplamente utilizada em aplicações como a análise do ar exalado, pois é possível realizar uma pré-separação dos compostos presentes na matriz de ar endógeno [26]. Assim, esta técnica fornece um espectro que é formado pelo tempo de retenção na coluna multicapilar em função do tempo de deriva do analito no tubo de deriva (gráficos das figuras 2.10(a), 2.10(b) e 2.10(c)) [3].

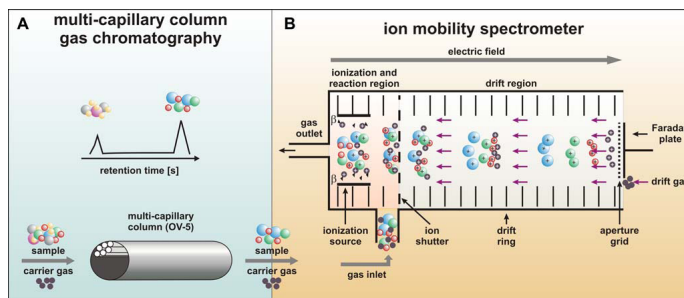


Figura 2.8: Sistema de MCC-IMS [28].

2.3.2 Descrição do aparelho *BreathSpec*®

O aparelho *BreathSpec*® construído pela empresa *G.A.S.* permite realizar análises ao ar exalado recorrendo à técnica de MCC-IMS. O seu esquema interno é apresentado na figura 2.9. Este é composto por: um espirómetro (sistema de entrada), um *loop* juntamente com uma válvula, uma coluna multicapilar, o sistema de IMS, uma bomba de sucção, dois fluxómetros (EPC1 e EPC2) e sensores de temperatura. O acrónimo EPC designa controlo de pressão electrónica (*Electronic Pressure Control*).

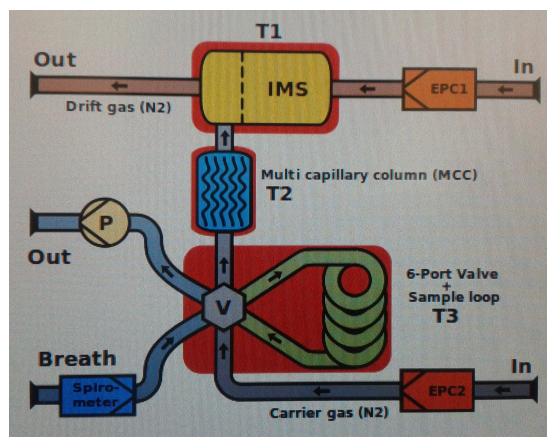


Figura 2.9: Esquema interno do aparelho de MCC-IMS *BreathSpec*®.

O sistema de válvula de 6 vias e *loop* de amostragem é o responsável pela gestão de todo o sistema porque, dependendo do estado da válvula, conseguem-se realizar as várias etapas de análise. Quando a válvula se encontra na sua posição base, é permitida a recolha da amostra através do espirómetro, a qual sofre a acção da bomba de sucção e enche o *loop* de amostragem ao mesmo tempo que o gás de arraste passa através da coluna multicapilar. Estes processos ocorrem em simultâneo e sem qualquer interferência. Quando a válvula comuta a sua posição a amostra presente no *loop* é levada, pelo gás de arraste, até à coluna multicapilar e posteriormente dá entrada no sistema de IMS.

Com este sistema, o tempo necessário para a realização da análise e apresentação do respectivo espectro tem um tempo compreendido entre os 1 e 6 minutos [3]. Este facto

permite análises *on-line*, *in situ* e em tempo real o que não se verifica noutra tipo de análise realizadas a matrizes humanas.

No *workshop* “Introdução à Espectrometria de Mobilidade Iónica no contexto de análise de ar exalado” foram realizados alguns testes, apresentados nas figuras 2.10(a), 2.10(b) e 2.10(c) a título exemplificativo do resultado da análise desta técnica. Os espectros foram adquiridos com o sistema *BreathSpec*®.

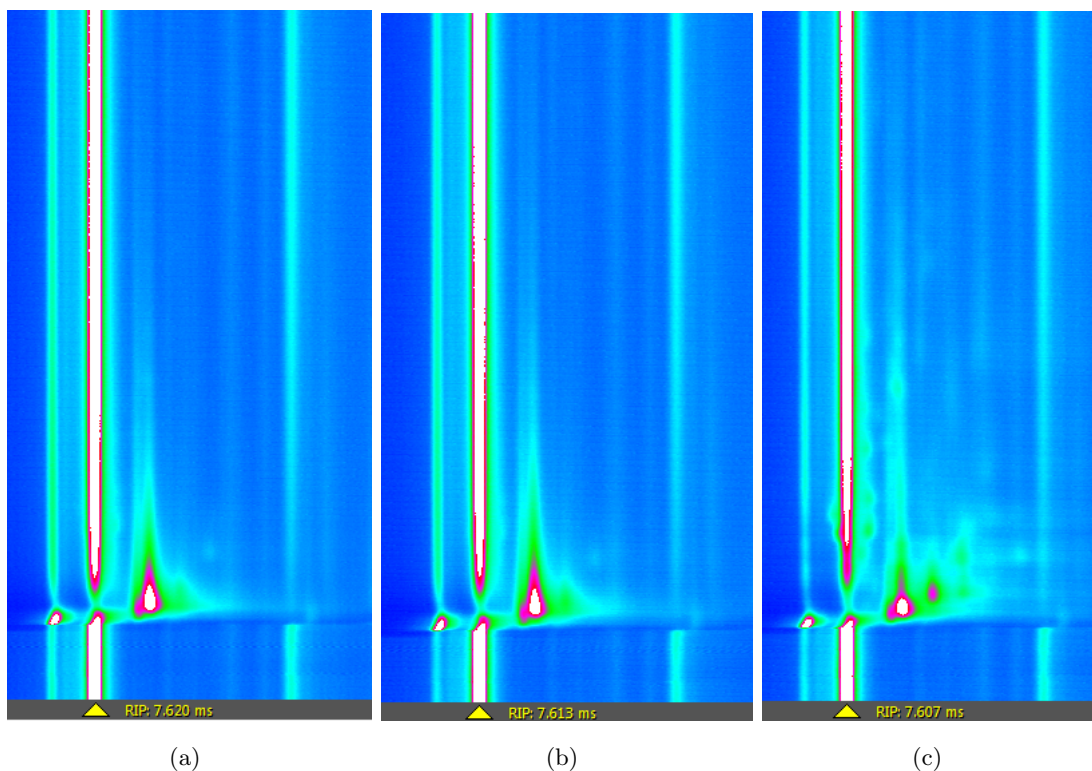


Figura 2.10: Espectros obtidos em laboratório de ar exalado (a) sem fumar, (b) após fumar um cigarro electrónico e (c) após fumar um cigarro comercial.

No estudo efectuado pode-se verificar que existem diferenças significativas nos VOCs presentes no ar exalado. O espectro da figura 2.10(c) tem uma maior variedade de picos, ou seja, possui mais compostos que os restantes espectros.

Num sistema com recolha selectiva do ar exalado espera-se obter uma análise com melhor resolução, uma vez que a concentração do ar alveolar é maior.

CAPÍTULO 2. CONCEITOS

3

Sistema de aquisição selectiva de ar exalado

Neste capítulo são descritos todos os componentes utilizados na realização do circuito, desde o transdutor utilizado e respectivas características (secção 3.1), o circuito de acondicionamento do sinal (secção 3.2), o circuito de aquisição e comunicação (secções 3.3 e 3.4), o circuito de comutação automática de fluxo (secção 3.5) e, por fim, o circuito da fonte de alimentação (secção 3.6).

3.1 Transdutor SS11LA

O transdutor SS11LA é um transdutor de fluxo de ar de um conhecido sistema de aquisição e processamento de sinais biológicos, *Biopac Systems, INC*. Este transdutor foi desenvolvido para permitir a medição do fluxo de ar durante a respiração humana, e tem como saída um sinal eléctrico proporcional. O equipamento permite a medição não só do fluxo, em litros por segundo (l/s), mas também do volume e da capacidade pulmonar.

O suporte do transdutor foi desenhado para ser fácil de manusear com uma mão e para isso está-lhe associado um peso reduzido para que assim o paciente não sinta muita dificuldade em sustentar toda a estrutura do sensor. Como se pode verificar pela figura 3.1, o sensor possui uma cabeça descartável que está equipada com uma malha opticamente clara de aço inoxidável rodeada de uma estrutura plástica feita em policarbonato, que quando encaixada no suporte do sensor assenta sobre um transdutor de pressão diferencial.



Figura 3.1: Sensor SS11LA da *Biopac Systems, INC* [1].

Em termos de especificações técnicas o transdutor SS11LA possui uma capacidade de detectar fluxos até 10 l/s com uma região de elevada linearidade de resposta até aos 5 l/s, tem uma saída de 60 microvolt por litros por segundo ($\mu V/[l/s]$) por cada 1 V de tensão de alimentação, um cabo blindado de 2 metros de comprimento com um conector DB9M [1].

O sinal de saída do transdutor encontra-se disponível através de dois terminais (um positivo e outro negativo) e, como já foi referido, a tensão por este produzida é bastante baixa, pelo que foi imperativo desenvolver um circuito de acondicionamento para o amplificar e filtrar, elevando o nível de saída para a janela de digitalização do *ADC* (*Analog-to-Digital Converter*) do microcontrolador, entre os 0 V e os 5 V.

3.2 Acondicionamento do Sinal

O acondicionamento do sinal proveniente do transdutor SS11LA foi realizado em três etapas distintas. A primeira etapa passa pela aplicação de um amplificador diferencial; a segunda corresponde à redução da componente de ruído presente no sinal, e por isso mesmo foi aplicado um filtro passa-baixo; por último, como o sinal apresenta excursão positiva e negativa, a linha de base do mesmo teve de ser deslocada de modo a possuir apenas excursão positiva.

3.2.1 Amplificador Diferencial

Uma vez que a saída do transdutor é diferencial, optou-se por usar um amplificador operacional em montagem diferencial. A saída positiva do transdutor irá ligar-se à entrada inversora do amplificador operacional ao passo que a saída negativa irá ligar-se à entrada não-inversora do mesmo amplificador, obtendo-se assim o fluxo inspiratório positivo e o fluxo expiratório negativo.

Para simular a resposta do circuito e confirmar o dimensionamento realizado foi utilizado o *software OrCAD* da *Cadence Design Systems*.

O circuito implementado (ver figura 3.2) foi projectado para possuir um ganho de 4000 com vista a colocar a amplitude do sinal de saída na ordem dos Volt. A equação 3.1

representa a função que relaciona a saída com as duas entradas e onde $\frac{R_2}{R_1}$ é o ganho do circuito.

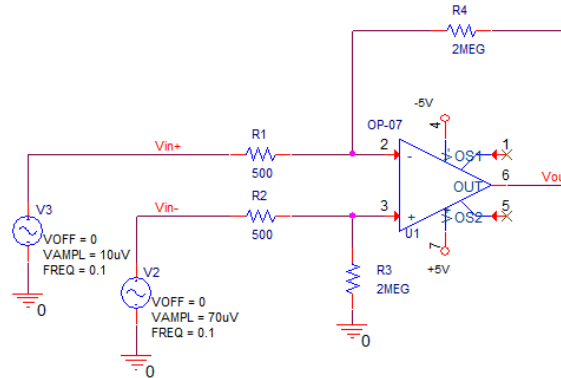


Figura 3.2: Circuito implementado do amplificador diferença.

$$v_{out} = (v_{in}^+ - v_{in}^-) \frac{R_2}{R_1} \quad se : \frac{R_2}{R_1} = \frac{R_4}{R_3} \quad (3.1)$$

Uma vez dimensionado, procedeu-se à sua simulação e os resultados encontram-se apresentados na figura 3.3.

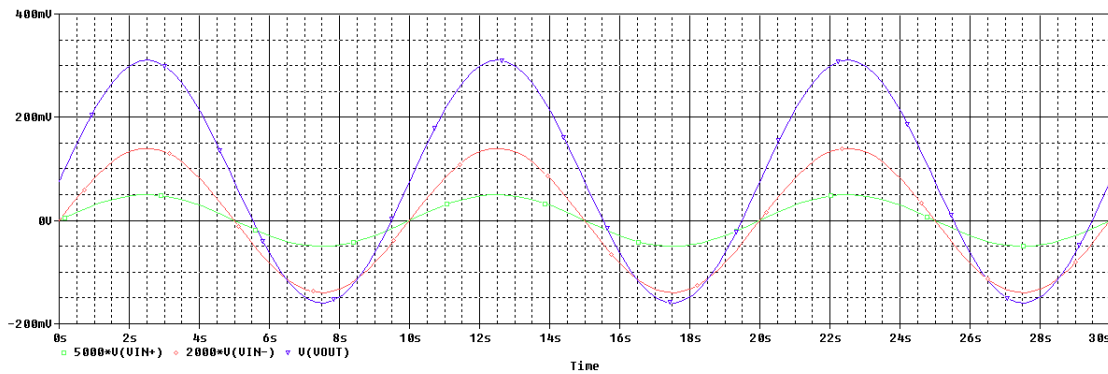


Figura 3.3: Simulação teórica do circuito do amplificador diferença. A verde está representado o sinal de entrada v_{in}^+ multiplicado por 5000, a vermelho o sinal de entrada v_{in}^- multiplicado por 2000 e a azul o sinal à saída do circuito, v_{out} .

Através dos resultados da simulação é possível confirmar o correcto funcionamento do circuito, tendo-se obtido um ganho de aproximadamente 4000.

3.2.2 Filtro Passa-Baixo

O sinal proveniente do transdutor apresenta algum ruído de alta frequência, pelo que foi essencial dimensionar um circuito que o atenuasse o mais possível. Para isso implementou-se um filtro passa-baixo activo de primeira ordem em que a frequência de corte a $-3dB$ é

CAPÍTULO 3. SISTEMA DE AQUISIÇÃO SELECTIVA DE AR EXALADO

dada pela equação 3.2.

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_2 C} = 1,6931Hz \quad (3.2)$$

Como o sinal de saída do amplificador diferencial é aproximadamente $\frac{1}{5}$ da janela de digitalização do ADC, foi necessário aumentar o ganho do sinal, pelo que o filtro foi dimensionado para exibir um ganho aproximadamente 2. O ganho deste circuito é dado pela relação entre as resistências R_1 e R_2 dada pela expressão $-\frac{R_2}{R_1}$, e é denominado por ganho DC (*Direct Current*) do circuito.

Mais uma vez recorreu-se ao *software OrCAD* para desenhar o circuito do filtro passa-baixo que se encontra na figura 3.4.

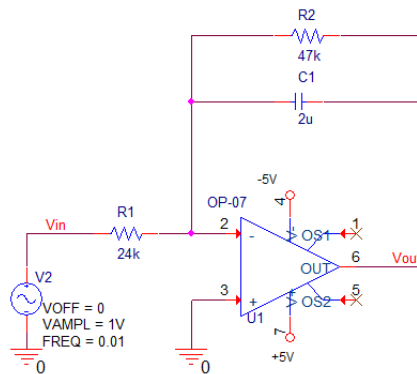


Figura 3.4: Circuito implementado do filtro passa-baixo.

Uma vez dimensionado o circuito, procedeu-se à simulação do seu funcionamento obtendo-se os resultados representados na figura 3.5.

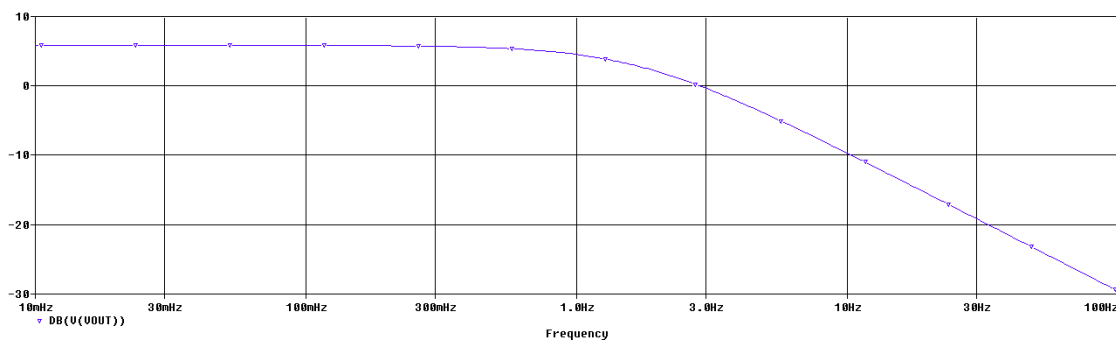


Figura 3.5: Resposta em frequência teórica do filtro passa-baixo com frequência de corte de 1,6931 Hz.

A simulação permitiu verificar que a frequência de corte foi correctamente implementada e que o ganho está de acordo com o descrito anteriormente.

3.2.3 Somador Não-Inversor

Após a amplificação e filtragem o sinal possui excursão positiva e negativa pelo que para estar enquadrado dentro da janela de digitalização do ADC (entre os 0 V e os 5 V), necessita que a sua linha de base seja deslocada. Para tal, dimensionou-se um circuito somador não-inversor onde se adiciona uma componente DC de sensivelmente 2,5 V ao valor do sinal, cumprindo assim o requisito pretendido.

O circuito dimensionado e implementado encontra-se na figura 3.6 e os cálculos referentes ao seu dimensionamento na equação 3.3.

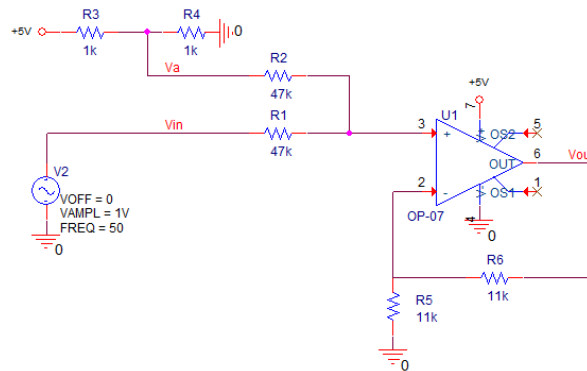


Figura 3.6: Circuito implementado do somador não-inversor.

$$v_{out} = \left(1 + \frac{R_a}{R_b}\right) \left[\left(\frac{R_2}{R_1 + R_2}\right) v_{in} + \left(\frac{R_1}{R_1 + R_2}\right) v_a \right] \Rightarrow$$

$$\Rightarrow \text{Para } R_1 = R_2 = 47k\Omega \text{ e } R_a = R_b = 11k\Omega \Rightarrow \quad (3.3)$$

$$\Rightarrow v_{out} = v_{in} + v_a$$

Após dimensionado o circuito somador, procedeu-se, uma vez mais, à sua simulação de modo a verificar o seu desempenho. Os resultados da simulação em *OrCAD* encontram-se na figura 3.7.

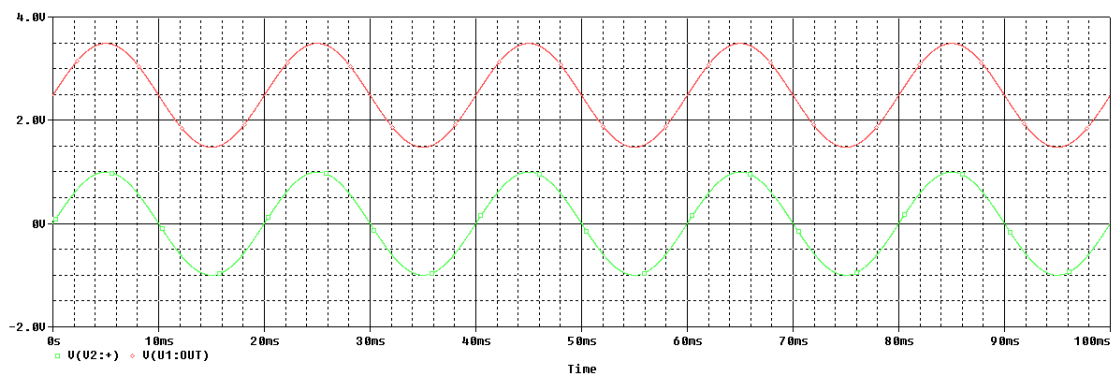


Figura 3.7: Simulação teórica do circuito somador não-inversor. A verde está representado o sinal de entrada do circuito e a vermelho a sua saída.

CAPÍTULO 3. SISTEMA DE AQUISIÇÃO SELECTIVA DE AR EXALADO

Através da simulação foi possível verificar o comportamento para o qual o circuito somador foi projectado. É de notar que o valor da componente DC introduzida é maior que o máximo valor negativo do sinal com vista a garantir que o este está totalmente entre os valores da janela de digitalização do microcontrolador.

Posto isto, todos os circuitos implementados e simulados individualmente, foram colocados em conjunto, figura 3.8, para que se possa verificar o seu comportamento como um todo. A simulação da resposta do circuito em função do tempo deste encontra-se na figura 3.9.

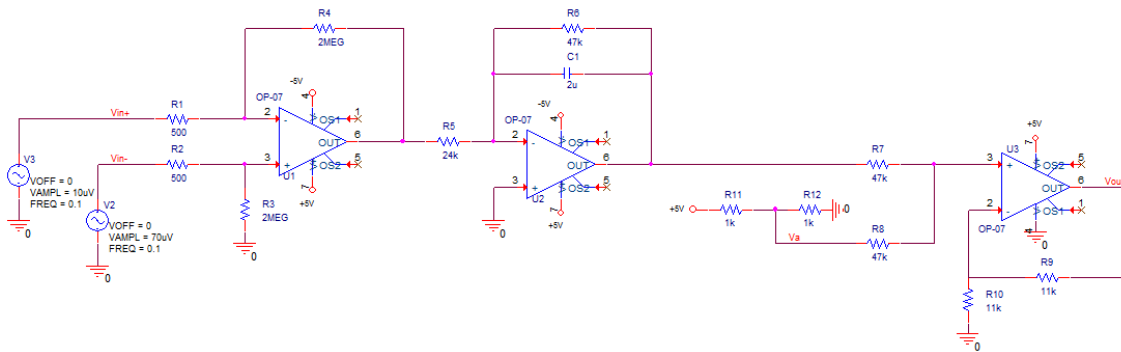


Figura 3.8: Circuito implementado para realização do acondicionamento do sinal.

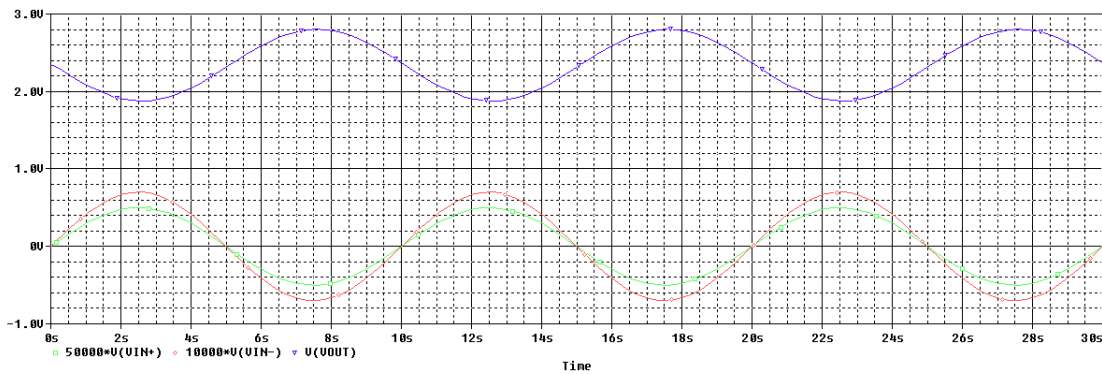


Figura 3.9: Simulação teórica do circuito responsável pelo acondicionamento do sinal. A verde está representado um dos sinais de saída do transdutor multiplicado por 50000, a vermelho o outro sinal de saída do transdutor multiplicado por 10000 e a azul o sinal de saída do circuito de acondicionamento de sinal.

Após a simulação de todo o circuito responsável pelo acondicionamento do sinal proveniente do transdutor SS11LA, pode-se verificar que este cumpre as especificações para o qual foi desenhado, ou seja, realiza uma amplificação que coloca o sinal na escala dos Volt e sem excursão negativa, estando dentro da janela de digitalização do conversor analógico digital do microcontrolador.

3.3 Aquisição e Comunicação

Após se ter verificado que o sinal analógico possui todas as especificações pretendidas, deseja-se que este seja digitalizado e enviado para um PC. Para tal foi utilizado um microcontrolador e um periférico que permite converter o protocolo série (*Recommended Standard 232* [RS-232]) num sinal *Wireless* com a tecnologia *Bluetooth*.

Um microcontrolador é um circuito integrado que incorpora vários componentes, nomeadamente, um microprocessador, memória de dados, memória de programa e periféricos de entrada e saída. Actualmente os microcontroladores estão equipados com um vasto leque de funcionalidades para além das referidas, como por exemplo, a incorporação de contadores/temporizadores, conversores analógico-digital e módulos de comunicação.

Nesta implementação utilizou-se o microcontrolador da *Microchip*® PIC18F4550 que possui uma Unidade Central de Processamento (UCP) de 8 *bits*, um módulo de comunicação *USB* (*Universal Serial Bus*) e outro de comunicação série (protocolo RS-232), que é implementado através do módulo *EUSART* (*Enhanced Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter*), e um ADC de 10 *bits* de resolução numérica [33].

Com a utilização deste dispositivo pretende-se realizar a aquisição e digitalização do sinal analógico proveniente do circuito de acondicionamento recorrendo ao seu ADC interno, e posteriormente, realizar a comunicação com o PC através do protocolo de comunicação *Wireless Bluetooth* utilizando o módulo *EUSART*.

Este último periférico permite que se definam todos os requisitos para que se possa realizar uma comunicação série através do seu protocolo base, RS-232. O protocolo série pode conter um *start bit*, 8 ou 9 *bits* de dados, um bit de paridade e 1, 1,5 ou 2 *stop bits*.

Após a montagem do microcontrolador no circuito, foi desenvolvida a sua programação recorrendo ao ambiente de desenvolvimento *MPLAB*®*IDE*, ao compilador *HI-TECH ANSI C*, que permite o desenvolvimento do código em linguagem C e ao programador *PICkit 2*. Com estas ferramentas torna-se possível importar toda a programação desenvolvida para a memória de programa do microcontrolador.

Antes de se desenvolver algum tipo de código para carregar para o microcontrolador é necessário definir os *bits* de configuração ou *configuration bits* que são responsáveis por definições internas e inerentes ao funcionamento correcto do dispositivo, tal como a definição de qual o oscilador a usar e a habilitação ou não do *Watch Dog Timer* – temporizador responsável pela gestão do programa pelo que se este estiver num ciclo no qual não faça uma determinada instrução num período de tempo, este reinicia o microcontrolador – entre outras.

É a partir deste momento que se pode começar a desenvolver todo o algoritmo que se pretende para o funcionamento do microcontrolador. Primeiramente, foram definidas as especificações necessárias para o correcto funcionamento dos periféricos internos que se pretendem utilizar, nomeadamente o *ADC*, a *EUSART* e o *Timer*, bem como as inicializações dos portos de entrada/saída. De seguida, desenvolveu-se o código necessário para o cumprimento das especificações já descritas, a digitalização do sinal proveniente do circuito de

acondicionamento e a sua transmissão pelo porto série para que este chegue ao PC através da comunicação *Wireless Bluetooth*. O fluxograma do código implementado encontra-se na figura 3.10.

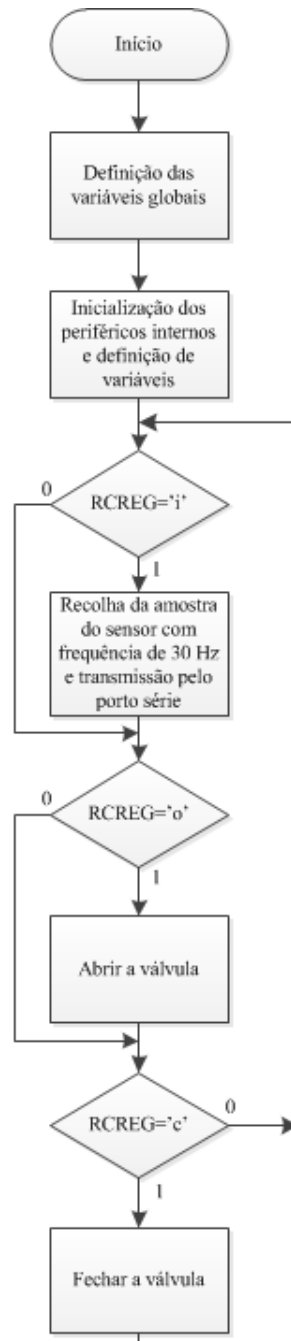


Figura 3.10: Fluxograma implementado no microcontrolador. O registo RCREG é o registo de recepção de dados do módulo EUSART.

O algoritmo desenvolvido tem por base a recepção de caracteres bem definidos para a realização de tarefas distintas. É no registo RCREG (*EUSART Receive Register*) que o microcontrolador guarda o valor recebido através do porto série, o qual é comparado com

três caracteres diferentes: ‘i’– caracter responsável pela permissão para a leitura do valor do *ADC*, com uma frequência de amostragem de 30 Hz, e respectivo envio dessa leitura através do porto série; ‘o’– caracter responsável pela activação de um pino digital para accionar o sistema de comutação automática de fluxo e ‘c’– caracter responsável pela desactivação do pino digital. Além de não ser referido no fluxograma, pois não possui qualquer influência no decorrer das acções pretendidas para o microcontrolador, está implementado um algoritmo que permite a comutação de um porto digital, de segundo a segundo, que actua sobre um LED (*Light-Emitting Diode*) o que permite verificar se o microcontrolador está em funcionamento.

3.4 Comunicação com o PC

Como já foi referido, o protocolo de comunicação utilizado para realizar a troca de informação com o PC escolhido foi o *Bluetooth*, todavia não foi a primeira escolha.

Primeiramente, o protocolo pensado para implementar a comunicação foi o protocolo *Wireless ANT+*. Este protocolo opera a uma frequência de 2,4 GHz, que tem por base o protocolo *Wireless ANT* acrescentando a funcionalidade de transferência de dados entre sensores e mostradores, onde estão incluídos dispositivos médicos como monitores cardíacos aplicados ao desporto [34]. Não se prosseguiu com a implementação deste protocolo porque este não possui bibliotecas necessárias para a linguagem de programação em que foi desenvolvida a interface de utilizador descrita no capítulo 5.

Visto que foi utilizado o protocolo *Wireless Bluetooth*, é pertinente descrever um pouco da tecnologia e propriedades associadas ao protocolo. Este é amplamente utilizado em diversas áreas, desde computadores pessoais e telemóveis a dispositivos médicos e sistemas de entretenimento pessoal [35]. Para isso, é necessário o desenvolvimento e implementação de *hardware* e *firmware* para se conseguir estabelecer uma comunicação estável.

Este protocolo permite a troca de informação entre dois ou mais dispositivos a uma curta distância, que varia de acordo com as classes dos dispositivos. Para se conhecer melhor as classes de dispositivos presentes no mercado e os seus respectivos alcances e potências máximas elaborou-se a tabela 3.1.

Tabela 3.1: Classes do protocolo *Wireless Bluetooth*. Adaptado de [36].

Classes	Potência Máxima (mW)	Alcance Máximo (m)
Classe 1	100	100
Classe 2	2,5	10
Classe 3	1	1

Através da tabela 3.1, é possível verificar que um dispositivo *Bluetooth* da classe 3 só pode trocar informação com outro dispositivo se este se encontrar a uma distância inferior a 1 metro e que seja compatível com esta tecnologia.

Esta tecnologia baseia-se num sistema de radiofrequência que opera numa gama de frequências desde 2,4 GHz a 2,485 GHz e que tem como principais características a robustez, baixo consumo energético e baixo custo. Com isto define uma estrutura uniforme que permite que diferentes dispositivos possam comunicar entre si, desde que disponham desta tecnologia [35].

Para a realização da comunicação entre o circuito desenvolvido e o PC foi utilizado um módulo *Bluetooth* WT-12 da *Bluegiga Technologies* que pertence à classe 2, ou seja, possui um alcance máximo de operação de 10 m, uma memória *flash* de 8 *MByte*, antena integrada e opera à frequência de 2,4 GHz, como a maioria dos dispositivos da tecnologia *Bluetooth* [37]. No capítulo 6 encontra-se descrito o esquema de montagem juntamente com o microcontrolador.

3.5 Sistema de comutação automática de fluxo

O sistema de comutação automática de fluxo foi implementado com recurso a uma válvula solenóide, a um relé mecânico e a um transistor implementado na forma de interruptor. Este sistema visa, quando accionado, desviar o fluxo de ar para um sistema de aquisição onde são recolhidas amostras de ar alveolar para posterior análise.

Visto que os dois componentes principais deste módulo são a válvula e o relé mecânico, é conveniente descrever as suas características e princípio de funcionamento.

No que diz respeito à válvula solenóide, esta pode também ser denominada de electroválvula e é constituída por uma bobine e por uma válvula. A bobine tem como função principal converter energia eléctrica em energia mecânica e este fenómeno é utilizado para comutar a válvula. Neste caso concreto foi utilizada uma válvula de três vias, da série VX3x da *SMC*®, que possui uma entrada comum e duas saídas, uma normalmente fechada (NC do inglês *Normally Close*) e outra normalmente aberta (NO do inglês *Normally Open*). Quando a bobine é energizada, actua sobre a válvula, esta comuta a sua saída da NO para a NC e quando não se encontra neste estado, a sua saída é mantida como NO.

Relativamente ao relé mecânico, este é utilizado quando se necessita de controlar um circuito com tensões ou correntes de controlo mais elevadas, fornecendo um isolamento eléctrico total. Estes são constituídos maioritariamente por uma bobine e por um comutador mecânico que é accionado se a bobine estiver energizada. Os relés dividem-se em vários grupos, dependendo da sua construção e topologias. As topologias aplicadas aos relés são as mesmas que são aplicadas aos comutadores, visto que o relé é nada mais que um comutador eléctrico, que são: (1) *Single Pole Single Throw* (SPST), (2) *Single Pole Double Throw* (SPDT), (3) *Double Pole Single Throw* (DPST) e (4) *Double Pole Double Throw* (DPDT). O comutador eléctrico utilizado foi o GV5-2 da *Omron* que pertence ao último grupo, isto é, possui dois comutadores onde cada um tem dois terminais, um deles é o NC e outro o NO. É de referir que foi utilizado somente um dos comutadores.

Com os dois dispositivos principais do sistema descritos, pode-se abordar o princípio

de funcionamento deste.

O funcionamento do circuito do sistema de comutação automática é ditado pelo nível da saída digital do microcontrolador. Quando esta está no nível lógico baixo, o relé não se encontra activo, pois o transístor está ao corte, o que implica que a válvula esteja com a saída NO. Quando a saída do microcontrolador passa para o nível lógico alto, o transístor é colocado à saturação e a bobine do relé é energizada o que implica a comutação do mesmo e a alteração da saída da válvula de NO para NC, onde se encontra o sistema de recolha de amostras. O circuito implementado encontra-se na figura 3.11.

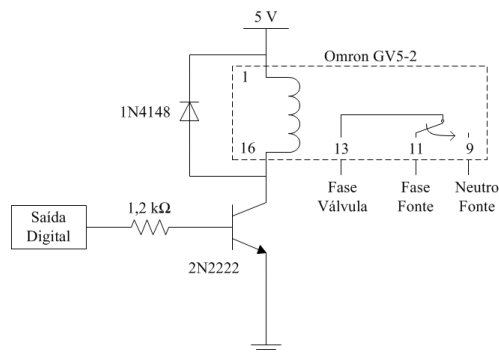


Figura 3.11: Circuito implementado do sistema de comutação automática de fluxo.

Como se pode reparar na figura 3.11, foi colocado um díodo em antiparalelo com a bobine do relé com vista a escoar as correntes induzidas acumuladas após a energização e retorno ao estado inicial desta. As etiquetas que estão à saída de cada terminal do relé indicam quais os terminais da tensão de 230 V da válvula e da ficha que é ligada à rede eléctrica. Tanto os cabos da terra como os do neutro, da válvula e da ficha da rede, estão em curto-circuito.

Para que fosse possível conectar o transdutor SS11LA à válvula, com vista a recolher as amostras de ar alveolar, foi necessário desenhar um adaptador para que se conseguisse realizar a ligação destes dois dispositivos. Na figura 3.12 encontra-se uma representação do adaptador desenvolvida em *AutoCAD*® da empresa *Autodesk*®.

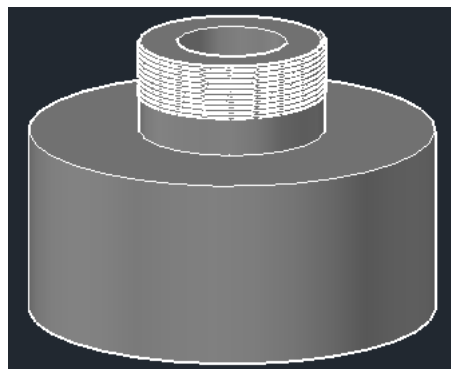


Figura 3.12: Desenho do adaptador entre o transdutor e a válvula.

É de referir que esta representação não se trata do adaptador desenvolvido mas sim de uma representação esquemática com vista a tornar perceptível o formato deste. Este apresenta uma rosca na ponta para que se consiga proceder ao encaixe entre a válvula e o transdutor, pois a válvula possui uma rosca onde é colocado o adaptador.

3.6 Fonte de alimentação

O circuito electrónico desenvolvido e implementado que se encontra referido nas secções anteriores do capítulo 3 encontra-se alimentado por uma fonte de tensão independente que tem por base a utilização de uma pilha. Este facto é bastante importante pois confere uma elevada portabilidade ao sistema.

O desenho da fonte de alimentação teve por base os níveis de tensão necessários à alimentação do circuito de acondicionamento, do microcontrolador e do módulo *Bluetooth*, pelo que foi necessário implementar uma fonte de tensão que fosse capaz de fornecer os níveis de +5 V, +3,3 V e -5 V. A implementação deste circuito é realizada através da utilização de um regulador de tensão positiva de +5 V – 7805 da *STMicroelectronics* – um regulador de tensão de +3,3 V – LM3940 da *National Semiconductor* – um conversor de tensão LTC1044 da *Linear Technology*, um regulador de tensão negativa de -5 V – 7905 da *STMicroelectronics* – um interruptor *on/off* e, por fim, uma pilha de 9 V. O circuito correspondente à implementação da fonte de alimentação encontra-se ilustrado na figura 3.13.

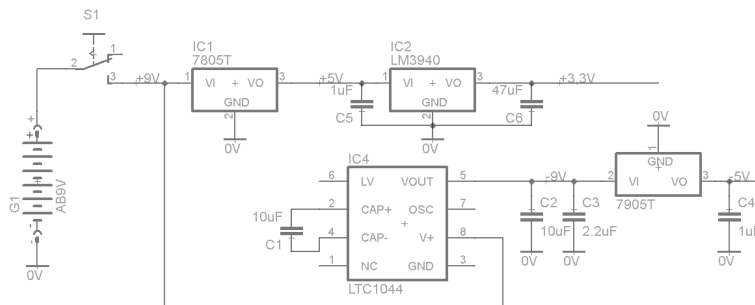


Figura 3.13: Circuito da fonte de alimentação.

Tanto o regulador de tensão 7805 como o 7905 foram implementados de acordo com a montagem típica para o seu funcionamento [38, 39] todavia, o conversor de tensão LTC1044 foi implementado no esquema de conversor de tensão negativa, que produz uma tensão negativa a partir de uma tensão positiva [40]. O regulador de tensão LM3940 foi implementado numa montagem relativamente diferente da recomendada pelo fabricante mas igualmente funcional, cumprindo assim as especificações.

4

Modelo de fluxo de ar num ciclo respiratório a três ritmos diferentes

Neste capítulo serão abordados os passos necessários para a obtenção de um modelo numérico de fluxo de ar durante um ciclo respiratório com três ritmos: normal, rápido e lento. O trabalho desenvolveu-se em duas fases: (1) a aquisição do sinal respiratório proveniente de vários indivíduos e comparação dos diferentes tempos obtidos para cada ritmo; e (2) a aproximação através de dois métodos distintos, a aproximação polinomial e a aproximação por uma onda de impulso rectangular.

O modelo destina-se a ser usado para instruir o utente sobre a forma adequada de executar o ciclo respiratório durante a recolha selectiva do ar exalado.

4.1 Aquisição e comparação de três ritmos respiratórios

Para que seja possível adaptar um modelo matemático ao ciclo respiratório foi necessário recorrer a um sistema de aquisição previamente desenvolvido onde fosse possível extrair os dados para posterior análise. Assim, utilizou-se o sistema de aquisição MP35 da *Biopac Systems, INC.*, o transdutor SS11LA já descrito no capítulo 3 e a aplicação informática *BSL PRO 3.7* desenvolvida pela mesma entidade.

Primeiramente ligou-se o módulo de aquisição MP35 a um PC com o *software* previamente instalado, abrindo-se de seguida a aplicação, e conectou-se o transdutor ao canal 1 do módulo MP35. Seguidamente abriu-se um *template* já desenvolvido que permite a medição

CAPÍTULO 4. MODELO DE FLUXO DE AR NUM CICLO RESPIRATÓRIO A TRÊS RITMOS DIFERENTES

do fluxo de ar, em litros por segundo, durante um determinado período de tempo. Após finalizada a aquisição, pode-se exportar os dados para um ficheiro de texto tornando possível a análise dos mesmos recorrendo a outros *softwares*.

Como se pretende recolher várias amostras de ciclos respiratórios para diferentes ritmos foi necessário criar uma metodologia de aquisição que fosse transversal a todos os indivíduos que realizaram o teste. De seguida apresentam-se os passos realizados para a aquisição dos ritmos respiratórios normal, lento e rápido por indivíduo.

1. Fornecimento de um filtro, um bocal e de uma mola para colocar no nariz;
2. Informação que aquando da mudança de fase do ciclo respiratório fosse premida uma tecla para o assinalar;
3. Início da aquisição de um ritmo respiratório durante aproximadamente 60 s;
4. Exportação dos dados para o ficheiro de texto;
5. Repetição a partir do ponto 3 para os três ritmos respiratórios.

Para que o transdutor não ficasse contaminado por microrganismos e para que não existissem fugas de ar pelo nariz, garantindo que todo o processo respiratório fosse realizado exclusivamente pela boca, foi fornecido, a cada um dos indivíduos sujeitos ao teste, um filtro, um bocal e uma mola para aplicação no nariz.

O teste foi efectuado a seis indivíduos, tendo-se registado o fluxo de ar num conjunto de ciclos respiratórios completos para cada ritmo respiratório. Em cada teste foi escolhido apenas o registo de um ciclo. A escolha foi feita tendo em conta a regularidade do sinal e a ausência de ruído provocado por movimentos involuntários. Para cada ritmo os registos foram comparados entre si. Com recurso ao *software* Microsoft Excel foi possível obter os resultados da sua comparação sendo estes apresentados nas tabelas 4.1, 4.2 e 4.3. Em cada uma das tabelas encontram-se indicados três tempos: (1) tempo total do ciclo – $I_2 - I_1$, (2) tempo da inspiração – $E_1 - I_1$ e (3) tempo da expiração – $I_2 - E_1$.

Para determinar qual dos seis ciclos seria o escolhido para servir como referência era necessário encontrar uma medida estatística que permitisse tomar essa decisão. Para tal, foi realizada a média do tempo total para cada ciclo e para cada ritmo e calculado o valor absoluto da diferença entre o valor da média e o tempo de cada ciclo. O ciclo que possuir uma menor diferença do seu tempo para o tempo médio, será o escolhido para ser tomado como referência.

CAPÍTULO 4. MODELO DE FLUXO DE AR NUM CICLO RESPIRATÓRIO A TRÊS
RITMOS DIFERENTES

Tabela 4.1: Comparação entre os ciclos respiratórios do ritmo normal.

	$I_2 - I_1$ (s)	$E_1 - I_1$ (s)	$I_2 - E_1$ (s)	$ \text{Média}-(I_2 - I_1) $ (s)
Ind. A	3,660	1,630	2,030	0,315
Ind. B	4,570	2,330	2,240	0,595
Ind. C	1,930	0,920	1,010	2,045
Ind. D	4,460	2,030	2,430	0,485
Ind. E	3,450	1,620	1,830	0,525
Ind. F	5,780	2,840	2,940	1,805
Média entre inspirações	3,975	-	-	Ind. A

Tabela 4.2: Comparação entre os ciclos respiratórios do ritmo lento.

	$I_2 - I_1$ (s)	$E_1 - I_1$ (s)	$I_2 - E_1$ (s)	$ \text{Média}-(I_2 - I_1) $ (s)
Ind. A	7,010	3,250	3,760	0,148
Ind. B	5,790	3,040	2,750	1,368
Ind. C	10,050	5,080	4,970	2,892
Ind. D	9,650	4,370	5,280	2,492
Ind. E	3,550	1,930	1,620	3,608
Ind. F	6,900	3,550	3,350	0,258
Média entre inspirações	7,158	-	-	Ind. A

Tabela 4.3: Comparação entre os ciclos respiratórios do ritmo rápido.

	$I_2 - I_1$ (s)	$E_1 - I_1$ (s)	$I_2 - E_1$ (s)	$ \text{Média}-(I_2 - I_1) $ (s)
Ind. A	2,14	1,12	1,02	0,212
Ind. B	2,23	1,22	1,01	0,122
Ind. C	2,03	1,01	1,02	0,322
Ind. D	2,84	1,32	1,52	0,488
Ind. E	1,83	0,92	0,91	0,522
Ind. F	3,04	1,62	1,42	0,688
Média entre inspirações	2,352	-	-	Ind. B

Em cada uma das tabelas encontra-se identificado o indivíduo que teve o ritmo mais próximo da média, pelo que será esse ciclo respiratório o representativo do ritmo correspondente. Os ciclos de referência para o ritmo normal, lento e rápido encontram-se representados

CAPÍTULO 4. MODELO DE FLUXO DE AR NUM CICLO RESPIRATÓRIO A TRÊS RITMOS DIFERENTES

nas figuras 4.1, 4.2 e 4.3, respectivamente.

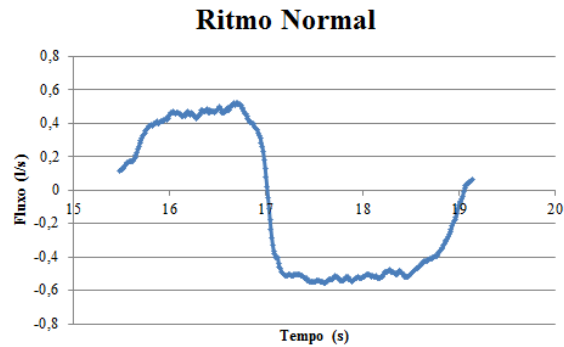


Figura 4.1: Ciclo de referência do ritmo normal.

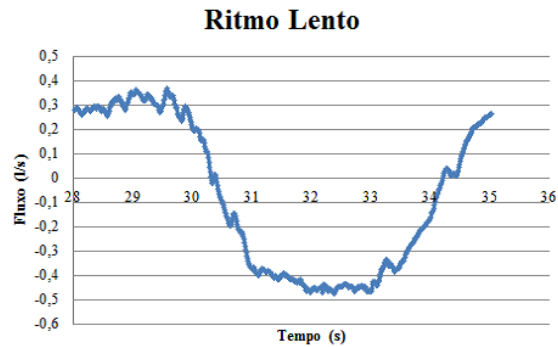


Figura 4.2: Ciclo de referência do ritmo lento.

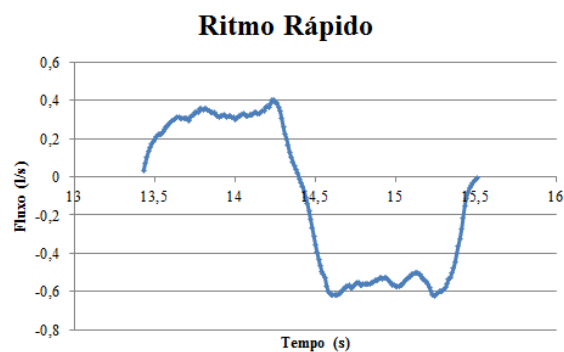


Figura 4.3: Ciclo de referência do ritmo rápido.

4.2 Aproximações matemáticas dos ciclos de referência

Após a obtenção do ciclo de referência para cada ritmo tornou-se necessário realizar uma aproximação analítica aos mesmos com vista a facilitar a sua implementação na interface de utilizador que se encontra descrita no capítulo 5. Com vista a cumprir este objectivo foram

abordados dois tipos de ajuste: ajuste polinomial – secção 4.2.1 – e o ajuste por uma onda de impulso – secção 4.2.2.

Para determinar as respectivas aproximações recorreu-se ao *software* Microsoft Excel.

4.2.1 Aproximação Polinomial

No *software* utilizado a aproximação polinomial pode ir desde o grau mais baixo (segundo grau), até ao sexto grau, sendo testados os vários graus para a melhor aproximação possível. Verificou-se que o terceiro grau é aquele que produz os melhores resultados quando se tem em conta a razão entre a complexidade da função e a aproximação por ela produzida. A função gerada para cada ciclo e ritmo obedece à forma:

$$fit = ax^3 + bx^2 + cx + d \quad (4.1)$$

Para cada ciclo e ritmo serão especificados os coeficientes a, b, c e d respectivamente.

Ritmo Normal – A aproximação para o ciclo respiratório do ritmo normal gerou os coeficientes apresentados na tabela 4.4.

Tabela 4.4: Coeficientes da função de ajuste polinomial para o ritmo normal.

a	0,244465
b	-12,580474
c	214,997492
d	-1220,224375
R ²	0,874440

Na figura 4.4 encontra-se representado o ciclo juntamente com a aproximação polinomial descrita anteriormente.

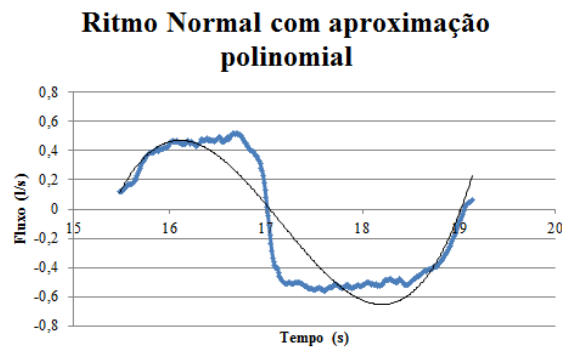


Figura 4.4: Ciclo de referência do ritmo normal com a aproximação polinomial.

CAPÍTULO 4. MODELO DE FLUXO DE AR NUM CICLO RESPIRATÓRIO A TRÊS RITMOS DIFERENTES

Ritmo Lento – A aproximação para o ciclo respiratório do ritmo lento gerou os coeficientes apresentados na tabela 4.5.

Tabela 4.5: Coeficientes da função de ajuste polinomial para o ritmo lento.

a	0,020378
b	-1,867369
c	56,754799
d	-572,122201
R^2	0,930826

Na figura 4.5 encontra-se representado o ciclo juntamente com a aproximação polinomial descrita anteriormente.

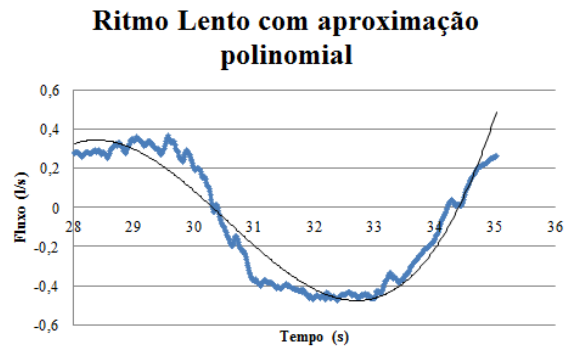


Figura 4.5: Ciclo de referência do ritmo lento com a aproximação polinomial.

Ritmo Rápido – A aproximação para o ciclo respiratório do ritmo rápido gerou os coeficientes apresentados na tabela 4.6.

Tabela 4.6: Coeficientes da função de ajuste polinomial para o ritmo rápido.

a	1,235547
b	-53,480517
c	770,294033
d	-3691,916887
R^2	0,916246

Na figura 4.6 encontra-se representado o ciclo juntamente com a aproximação polinomial descrita anteriormente.

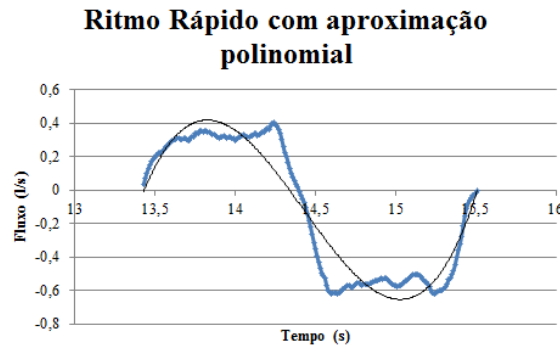


Figura 4.6: Ciclo de referência do ritmo rápido com a aproximação polinomial.

Para cada ritmo – normal, lento e rápido – verifica-se que o erro máximo do ajuste é aproximadamente 10%, no entanto, devido à complexidade da forma do sinal de cada ciclo respiratório, considera-se aceitável. Constata-se também que a aproximação não possui um declive semelhante ao da forma de onda do ciclo quando este transita da inspiração (parte positiva do ciclo) para a expiração (parte negativa do ciclo).

4.2.2 Aproximação de onda de impulso rectangular

A onda de impulso rectangular é uma forma de onda matemática que se assemelha a uma onda quadrada, tendo o mesmo traçado, mas onde se pode alterar um parâmetro denominado *duty cycle*. Este representa a percentagem de tempo em que o traçado da onda se encontra no nível alto estando o resto do tempo, no nível baixo, até perfazer o tempo total do ciclo. O *duty cycle* da onda quadrada é de 50%.

A expressão matemática que descreve a onda de impulso advém de uma expansão da série de Fourier e está de acordo com a equação 4.2. Nesta equação podem ser identificadas várias variáveis que são representativas da função, tais como: t – representa o tempo; τ – representa o tempo que a onda se encontra na excursão positiva; T – que representa o tempo total de um ciclo; n – o número de ondas que se pretende ter em conta; e por fim, o *duty cycle* que se pode calcular através da razão de τ por T . Todas as variáveis temporais encontram-se em segundos.

$$f(t) = \frac{\tau}{T} + \sum_{n=1}^{\infty} \frac{2}{n\pi} \sin\left(\frac{\pi n \tau}{T}\right) \cos\left(\frac{2\pi n}{T}t\right) \quad (4.2)$$

Para que fosse possível visualizar o resultado da aplicação desta função recorreu-se, uma vez mais, ao *software* Microsoft Excel para proceder aos cálculos necessários.

Na implementação da função foi necessário fixar alguns parâmetros, como por exemplo o valor de n , que foi considerado 5 e os restantes valores variam de acordo com o a forma de onda do ritmo respiratório ao qual se pretende realizar a aproximação. Em todos os ritmos foi constatado que a função de onda de impulso rectangular não possuía todo o seu nível alto numa única parte do seu traçado gráfico, estando metade deste antes do seu nível baixo

e a restante metade após o último nível referido pelo que foi imperativo proceder a uma translação da parte que se encontrava após o nível baixo para o início da função. Na figura 4.7(a) encontra-se o traçado da função sem a translação e na figura 4.7(b) o traçado já com a translação realizada.

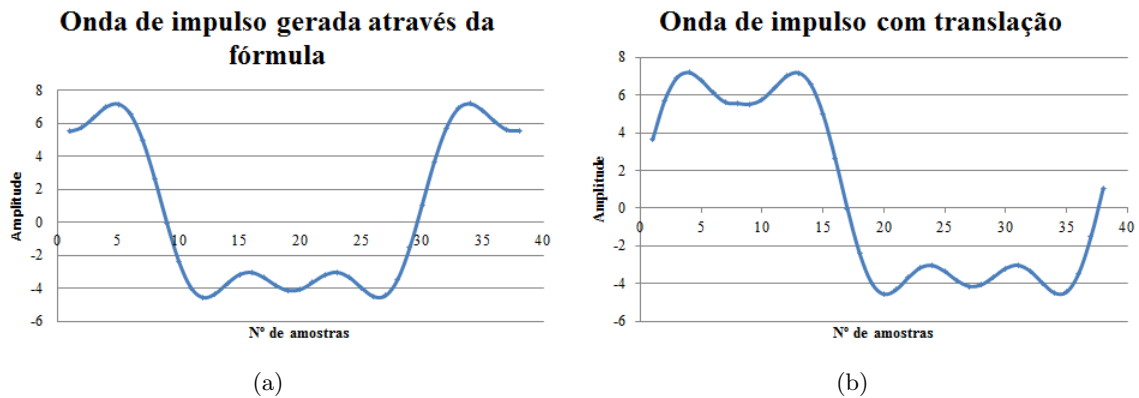


Figura 4.7: Traçados gráficos da forma de onda de impulso (a) sem translação e (b) com translação.

A partir deste momento pode-se aplicar o ajuste para cada ritmo respiratório.

Ritmo Normal – Recorrendo ao valor temporal entre as inspirações do ciclo respiratório de referência para este ritmo foi possível determinar os restantes valores da função da onda de impulso rectangular. Estes tomam os seguintes valores: $T = 3,66$ s, $t = 3,7$ s e $\tau = 1,5$ s, onde o valor de τ foi obtido por tentativa e erro, sendo por isso um valor empírico. Para que o traçado da onda de impulso, obtida através destes parâmetros, ficasse com as amplitudes semelhantes às do ciclo respiratório foi necessário multiplicá-la por um factor de escala de 0,1 e realizar-lhe uma translação vertical de -0,2 unidades, obtendo-se assim o ajuste representado na figura 4.8.

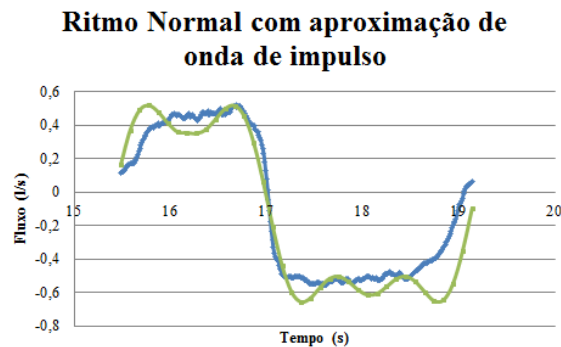


Figura 4.8: Ciclo de referência do ritmo normal com a aproximação de onda de impulso rectangular.

Visto que o traçado da onda de impulso rectangular apresenta oscilações tanto no seu nível alto como no seu nível baixo, por se tratar de uma expansão limitada a cinco termos da série de Fourier, foi necessário eliminar essas oscilações através de um processo iterativo. Neste processo, tanto para o nível alto como para o nível baixo, foi verificada, dentro de cada nível, qual era a amostra que tinha um valor mais próximo do valor médio e igualaram-se todas as amostras de cada nível a este valor. Com isto conseguiu-se retirar as oscilações presentes em cada nível. O resultado deste processo pode ser verificado graficamente através da representação na figura 4.9.

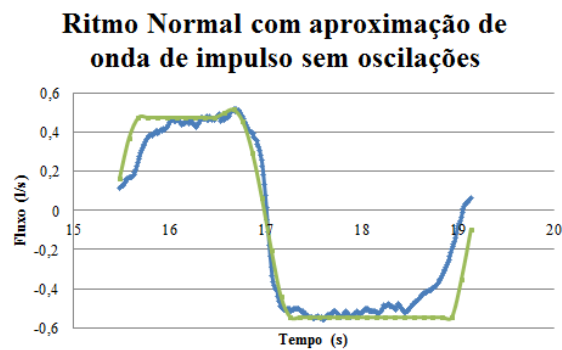


Figura 4.9: Ciclo de referência do ritmo normal com a aproximação de onda de impulso rectangular após a eliminação das oscilações.

Como se pode verificar na figura 4.9, o último troço (flanco ascendente da curva) encontra-se um pouco desfasado do flanco ascendente do ciclo de referência. Para colmatar esta discrepância o troço ascendente foi deslocado para a esquerda, sendo realizado um corte na curva gerada. O resultado deste processo pode ser verificado na figura 4.10.

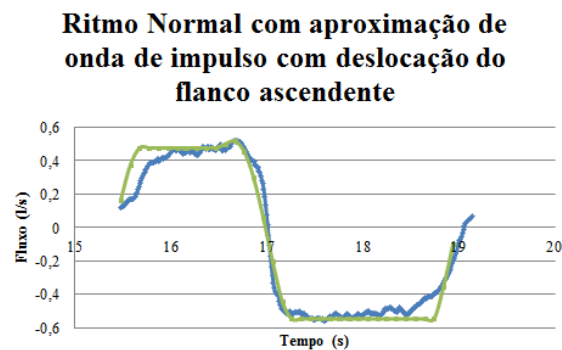


Figura 4.10: Ciclo de referência do ritmo normal com a aproximação de onda de impulso rectangular após a deslocação do seu flanco ascendente.

Com a aplicação de todos estes processos conseguiu-se um resultado bastante aceitável para o ajuste ao ritmo respiratório analisado.

Ritmo Lento – Com recurso ao valor temporal entre as inspirações apresentado na tabela 4.2 para o ciclo escolhido, foi possível determinar o valor das restantes constantes da função da onda de impulso. Estes tomam os seguintes valores: $T = 7,01$ s, $t = 7,1$ s e $\tau = 2,6$ s, onde o valor de τ foi obtido pelo método anteriormente descrito. Com vista a tornar o traçado da onda de impulso o mais semelhante possível ao ciclo de referência, foi necessário multiplicar os seus valores por um factor de escala de 0,07 e aplicar-lhes uma translação vertical igual à realizada para o ritmo normal. Posto isto, obteve-se o ajuste apresentado na figura 4.11.

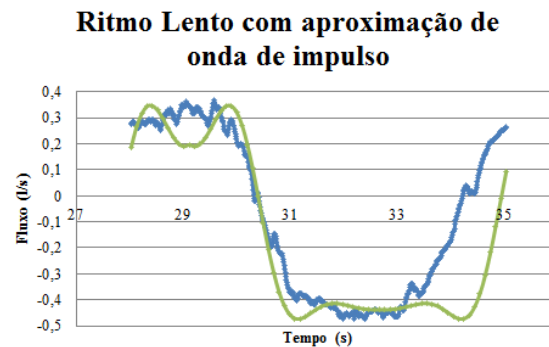


Figura 4.11: Ciclo de referência do ritmo lento com a aproximação de onda de impulso rectangular.

Como se pode verificar, a aproximação possui o mesmo comportamento que a realizada para o ritmo normal, como era de esperar, pelo que foi aplicado o mesmo método iterativo para rectificar as oscilações. Os resultados são apresentados na figura 4.12.

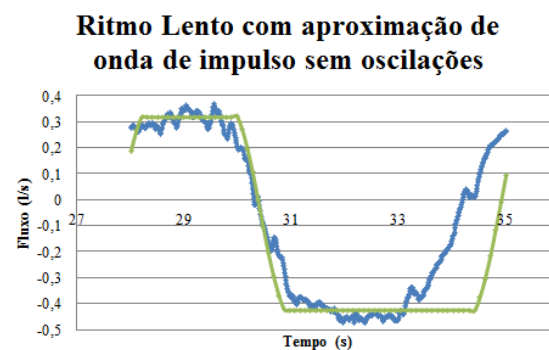


Figura 4.12: Ciclo de referência do ritmo lento com a aproximação de onda de impulso rectangular após a eliminação das oscilações.

Após a realização destes métodos empíricos, verificou-se uma vez mais, que o último troço do traçado da onda de impulso se encontra um pouco além do desejado, pelo que foi utilizado o mesmo procedimento aplicado ao ritmo anteriormente descrito. A forma de onda encontra-se na figura 4.13.

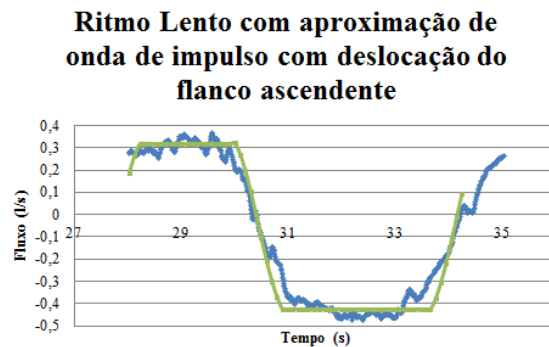


Figura 4.13: Ciclo de referência do ritmo lento com a aproximação de onda de impulso rectangular após a deslocação do seu flanco ascendente.

À semelhança do sucedido na obtenção da melhor aproximação para o ritmo normal, pode-se constatar que a aproximação produzida no final é bastante satisfatória.

Ritmo Rápido – Utilizando o ciclo de referência para este ritmo e o seu tempo entre inspirações foi possível determinar as restantes constantes da função da onda de impulso rectangular. Estas tomam os seguintes valores: $T = 2,08$ s, $t = 2,1$ s e $\tau = 1,0$ s, onde τ foi obtido à semelhança dos ritmos anteriores. Para tornar o traçado da onda de impulso o mais semelhante, em termos de amplitude, ao do ciclo de referência, foram realizadas as mesmas operações que se aplicaram no ritmo normal, ou seja, a multiplicação por um factor de escala de 0,1 e uma translação vertical de -0,2 unidades. O traçado resultante encontra-se representado na figura 4.14.

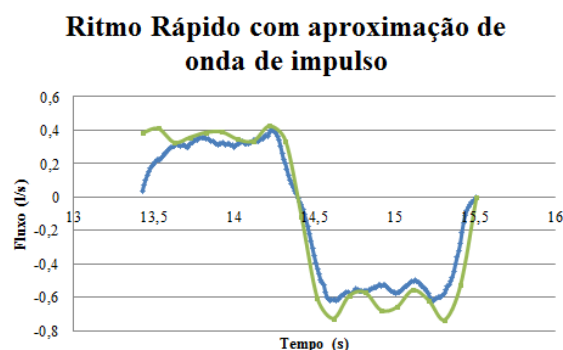


Figura 4.14: Ciclo de referência do ritmo rápido com a aproximação de onda de impulso rectangular.

Foi aplicado o mesmo processo já descrito nos ritmos anteriores para a eliminação das oscilações no nível alto e baixo da onda de impulso. O resultado deste processo encontra-se representado na figura 4.15.

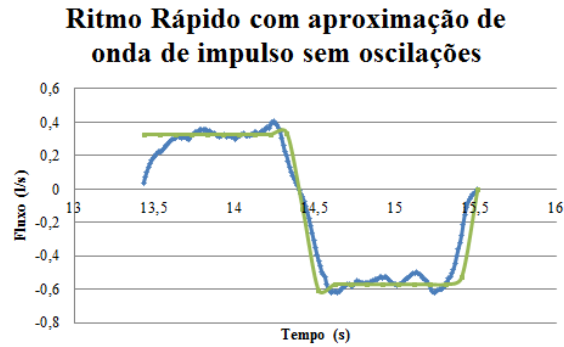


Figura 4.15: Ciclo de referência do ritmo rápido com a aproximação de onda de impulso rectangular após a eliminação das oscilações.

Neste caso, o flanco ascendente da onda de impulso está de acordo com o do ciclo respiratório analisado, ou que implica que não será realizado nenhum ajuste adicional.

Como se pode verificar através das figuras 4.10, 4.13 e 4.15, a forma de onda final deste tipo de aproximação produz uma configuração que pode ser analisada de acordo com a figura 4.16.

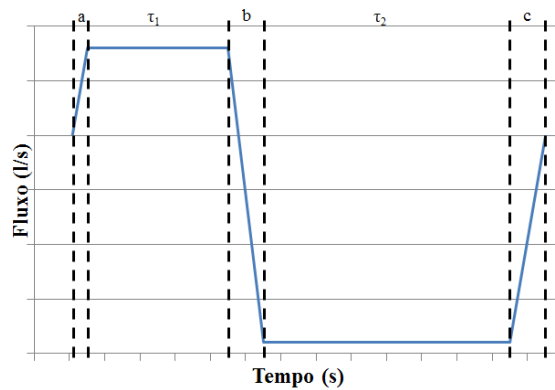


Figura 4.16: Esquema matemático das fases de um ritmo respiratório.

As constantes apresentadas a , b , c , τ_1 e τ_2 são necessárias para definir o tempo que dura a inspiração e expiração de cada ritmo. Assim sendo, pode-se definir o tempo de inspiração de uma forma geral através da equação 4.3 e o tempo de expiração geral através da equação 4.4.

$$t_{insp} = a + \tau_1 + \frac{b}{2} \quad (4.3)$$

$$t_{exp} = \frac{b}{2} + \tau_2 + c \quad (4.4)$$

Aplicando esta análise aos ritmos já descritos anteriormente e concretizando o valor das constantes para cada ritmo obtemos os resultados apresentados na tabela 4.7.

CAPÍTULO 4. MODELO DE FLUXO DE AR NUM CICLO RESPIRATÓRIO A TRÊS
RITMOS DIFERENTES

Tabela 4.7: Valores temporais da análise matemática aplicada a cada ritmo.

	a (s)	b (s)	c (s)	τ_1 (s)	τ_2 (s)	t_{insp} (s)	t_{exp} (s)	t_{total} (s)
Normal	0,30	0,60	0,20	1,00	1,50	1,60	2,00	3,60
Lento	0,33	0,99	0,66	1,98	3,08	2,81	4,24	7,04
Rápido	0,00	0,20	0,20	1,00	0,80	1,10	1,10	2,20

Como se pode verificar, os tempos totais de cada ciclo são semelhantes aos apresentados nas tabelas 4.1, 4.2 e 4.3, pelo que se pode considerar que a aproximação é passível de ser utilizada.

Por fim, pode-se verificar que a aproximação da onda de impulso rectangular produz melhores resultados que o ajuste polinomial, visto que em termos de passagem da excursão positiva (inspiração) para a excursão negativa (expiração) consegue uma melhor aproximação do ciclo de referência. É este tipo de aproximação que vai ser implementado na interface de utilizador descrita no capítulo 5.

*CAPÍTULO 4. MODELO DE FLUXO DE AR NUM CICLO RESPIRATÓRIO A TRÊS
RITMOS DIFERENTES*

5

Desenvolvimento do protótipo da interface *Breathe Learning*

Neste capítulo serão abordados todos os aspectos relacionados com o desenvolvimento e implementação necessários para a realização da interface gráfica (secção 5.1) bem como a descrição de como deverá ser utilizada (secção 5.2).

5.1 Desenvolvimento da interface gráfica de utilizador

A linguagem de programação utilizada para desenvolver a interface gráfica de utilizador foi o *JavaTM* da *Oracle®*. Esta linguagem de programação é uma das mais importantes e polivalentes da actualidade, visto que possui uma biblioteca bastante vasta que permite desenvolver aplicações gráficas e de armazenamento de dados, entre outras. Acima de tudo, é transversal a todos os sistemas operativos, ou seja, não é necessário realizar qualquer alteração num programa desenvolvido para que este execute em *Windows*, *Linux* ou *Macintosh* [41].

O *JavaTM* é uma linguagem que se encontra implementada de acordo com o paradigma da programação orientada pelos objectos. Este paradigma consiste na definição de um objecto, entidade básica deste tipo de programação, o qual pode ser manipulado pelos seus métodos (funções que acedem aos dados de cada objecto) e pertence imperativamente a uma classe (descreve um grupo de objectos com características, comportamentos e relações comuns).

Posto isto, torna-se necessário desenvolver código nesta linguagem pelo que foi escolhido um compilador e ambiente de desenvolvimento para o realizar, o *eclipse SDK (Software Development Kit)*. Este ambiente de desenvolvimento permite que o utilizador usufrua de várias ferramentas necessárias para a implementação estruturada de programas tais como, a execução do programa desenvolvido, a sinalização de erros de sintaxe da linguagem, o modo de execução *debug* (permite a execução do programa passo-a-passo), entre outras.

5.1.1 Interface *Breathe Learning*

Com vista a desenvolver uma interface gráfica de utilizador, foi necessário recorrer a uma biblioteca do *JavaTM*, o *Swing*. Esta biblioteca é uma *Application Programming Interface (API)* que permite o desenvolvimento de interfaces gráficas de utilizador mais completas que as realizadas através das *Abstract Window Toolkit (AWT)*. Recorre, para isso, de um maior leque de componentes gráficos, como por exemplo, tabelas, listas, painéis com abas, entre outros.

A interface gráfica desenvolvida encontra-se representada na figura 5.1.

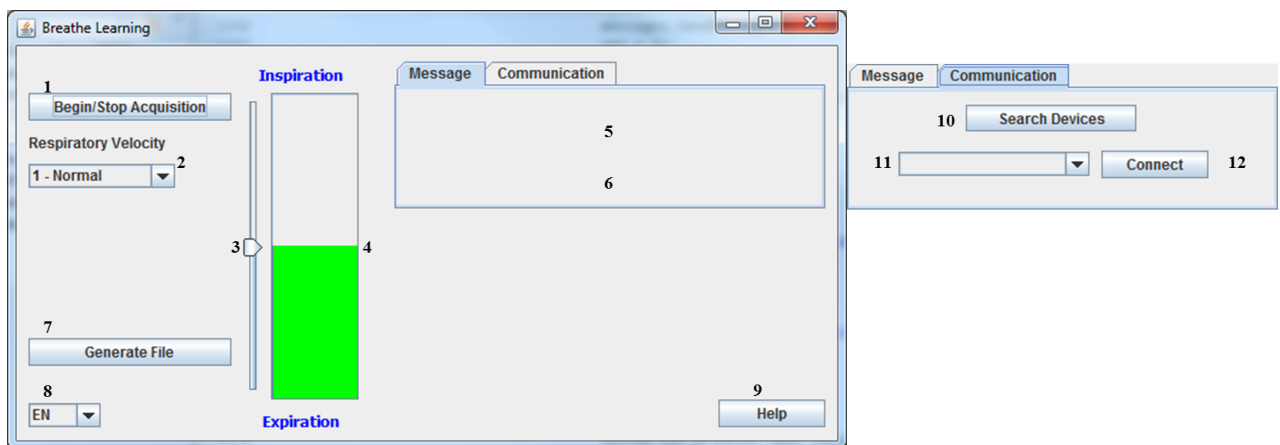


Figura 5.1: Interface *Breathe Learning*.

Na figura 5.1 os vários elementos da interface estão numerados e correspondem cada um a uma função que se passa a descrever:

1. **Botão de início/fim da aquisição** – Permite que se comece a aquisição do sinal proveniente do transdutor e respectiva comparação com o ritmo de referência;
2. **Velocidade Respiratória** – Caixa que permite a escolha do ritmo de referência pelo qual o utilizador que está sujeito ao teste deve seguir;
3. **Indicador do sinal do transdutor** – Permite a visualização do sinal proveniente do transdutor;
4. **Barra do ritmo de referência** – É nesta barra que se encontra o ciclo de referência do ritmo respiratório escolhido em 2 e descrito no capítulo 4;

5. **Mensagem de sincronia** – Neste local é apresentada uma mensagem que indica o grau de sincronia do sinal do transdutor com o ritmo escolhido. O seu algoritmo será descrito na secção 5.1.2;
6. **Indicador de recolha** – Neste local é apresentado um indicador vermelho que representa a realização da comutação do estado da válvula para a recolha da amostra de ar exalado;
7. **Botão gerar ficheiro** – Permite a criação de um ficheiro de texto com os dados recebidos do sensor, os dados gerados no ritmo de referência, o número de identificação do indivíduo que realiza o teste e a data em que foi realizado;
8. **Idioma da mensagem** – Permite alterar o idioma em que a mensagem é apresentada. As opções são o inglês e o português.
9. **Botão de ajuda** – Permite ao utilizador visualizar um ficheiro *Portable Document Format (PDF)* com as instruções necessárias para o correcto funcionamento de todo o sistema desenvolvido na língua que é indicada no componente Idioma da mensagem;
10. **Botão de procura de dispositivos *Bluetooth*** – Permite a procura de todos os dispositivos que possuem a norma *Bluetooth*, tanto os que já se encontram emparelhados com o computador como os que se encontram visíveis no momento da procura;
11. **Dispositivos *Bluetooth* encontrados** – Nesta caixa são apresentados todos os dispositivos *Bluetooth* encontrados pela pesquisa descrita no ponto 10;
12. **Botão de pedido de conexão** – Permite solicitar o início da comunicação com o dispositivo que se encontra seleccionado em 11.

5.1.2 Algoritmo de comparação entre o sinal do transdutor e o simulado

A aquisição do sinal de fluxo proveniente do transdutor utilizado e a respectiva comparação com o sinal simulado, tem como principal objectivo uniformizar a forma como todos os indivíduos, sujeitos ao teste, respiram. Este facto permite uma recolha de ar alveolar sem ser necessário adaptar o sistema a cada indivíduo.

O algoritmo de comparação desenvolvido tem por base a diferença entre os valores presentes nos indicadores 3 e 4 representados na interface. Se esta diferença estiver dentro de uma janela de mais ou menos uma constante, considera-se que o indivíduo está em sincronia com o ritmo escolhido. O resultado desta comparação é apresentado na forma de uma mensagem de texto que é apresentada ao utilizador na aba mensagem (5).

Primeiramente verifica-se para cada indicador qual o flanco em que este se encontra através da comparação do valor da amostra presente com a passada. Caso a amostra presente seja estritamente superior à anterior, então o indicador está no flanco ascendente, caso contrário encontra-se no flanco descendente.

De seguida são comparados os valores dos flancos dos dois indicadores. Caso estes se encontrem no mesmo flanco terá de ser testada a diferença entre o valor da amostra presente no indicador do transdutor e o do indicador da função de referência. Se se encontrarem no flanco ascendente e se (1) o valor da subtracção do valor do indicador 4 com o valor do indicador 3 for estritamente superior a uma constante, a mensagem resultante é a de acelerar o ritmo respiratório; (2) o valor da subtracção do valor do indicador 3 com o valor do indicador 4 for estritamente superior a uma constante, a mensagem resultante é a de abrandar o ritmo respiratório; e (3) o valor absoluto da diferença entre ambos for inferior a uma constante, a mensagem resultante é a de manter o ritmo respiratório. No caso de se encontrarem ambos no flanco descendente e se (1) o valor da diferença entre os valores dos indicadores 4 e 3 for estritamente superior a uma constante, a mensagem é a de abrandar o ritmo respiratório; (2) o valor da diferença entre os valores dos indicadores 3 e 4 for estritamente superior a uma constante, a mensagem é a de acelerar o ritmo respiratório; e (3) o valor absoluto da diferença entre ambos for inferior a uma constante, a mensagem resultante é igual à apresentada para esta situação no flanco ascendente. Caso se verifique que os dois indicadores não apresentam valores no mesmo flanco, a mensagem resultante é para tentar sincronizar o ritmo respiratório com o apresentado como referência, excepto quando a função do ritmo de referência se encontra no seu valor máximo ou no seu valor mínimo, e desde que o valor do indicador 3 esteja dentro da janela definida através da soma e subtracção de uma constante ao valor do extremo da função. Neste caso, a mensagem resultante é para manter o ritmo respiratório. Esta ressalva foi implementada porque o valor proveniente do transdutor apresenta sempre algumas oscilações quando se encontra no seu máximo e mínimo.

5.1.3 Algoritmo de comutação da válvula para a recolha de amostras de ar alveolar

Para que se consiga recolher de forma selectiva as amostras de ar exalado, nomeadamente as de ar alveolar, foi necessário desenvolver um algoritmo que, dependendo do ritmo de referência, fosse capaz de actuar sobre o circuito de comutação.

Este algoritmo foi implementado no seguimento do anteriormente descrito pois é utilizado o estado de sincronia para conseguir actuar sobre o circuito de comutação. No primeiro passo, verifica-se em que posição do ciclo de referência é que o utilizador conseguiu atingir a sincronia, guardando-se esta posição. No segundo passo é verificado se o sinal proveniente da simulação do ritmo respiratório já igualou a marca de sincronia. Se esta posição for igual à posição anterior, é sinal que esteve um ciclo em sincronia com o ritmo de referência e, se assim for, é incrementada uma variável responsável pela contagem do número de ciclos de sincronia. No terceiro, e último passo, analisa-se esta variável e se a sincronia com o ciclo de referência tiver sido atingida na inspiração, então o indivíduo só tem de manter o ritmo respiratório por dois ciclos. Caso a sincronia tenha sido obtida na expiração, já são necessários três ciclos de sincronia para precaver o facto de o indivíduo ter começado a contagem dos ciclos síncronos no mínimo da função de referência. Assim sendo, pode-se actuar sobre o circuito de co-

mutação automática. Esta acção encontra-se dividida em duas etapas, pois é necessário fazer comutar a válvula para a saída de interesse e, ao fim de algum tempo, colocá-la novamente na sua posição inicial. Aquando desta acção é também comutado o estado do indicador de recolha pelo que, na primeira acção (abrir a válvula) o indicador fica vermelho e na segunda acção (fechar a válvula) o indicador toma a cor de fundo da interface. Aproximadamente um segundo antes do ritmo de referência simular a inspiração, para os ritmos normal e lento, é enviada a mensagem ao microcontrolador para este actuar sobre o pino digital que está ligado ao circuito de comutação automática para que a válvula comute para a saída de interesse. Passado esse segundo, é enviada a instrução ao microcontrolador para colocar a válvula na sua posição base. No caso do ritmo rápido, o processo é em tudo semelhante ao descrito à excepção do tempo de comutação que é de aproximadamente 0,4 s.

5.2 Funcionamento geral do sistema automático de recolha de amostras de ar exalado

Visto que já se encontram descritos todos os módulos do sistema desenvolvido (acondicionamento, aquisição, comunicação, comutação e interface gráfica), resta descrever o modo de funcionamento correcto do mesmo, figura 5.2.

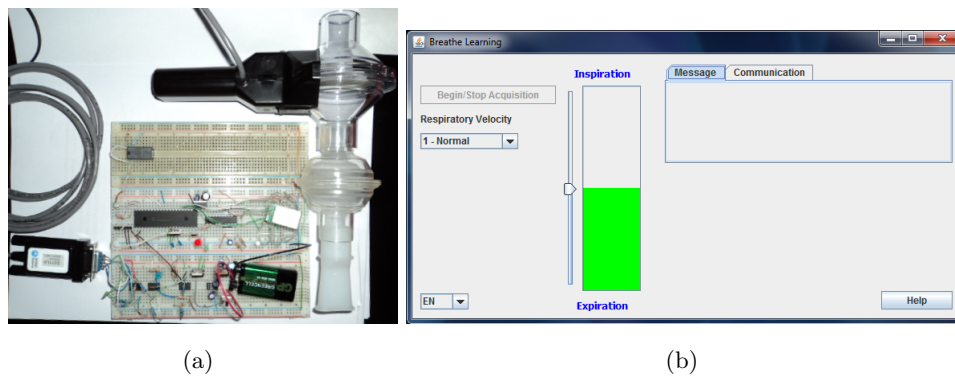


Figura 5.2: Sistema automático de recolha de amostras de ar exalado (a) sistema de aquisição selectiva de ar exalado (b) interface *Breathe Learning*.

Em primeiro lugar, liga-se o transdutor ao conector presente no sistema de aquisição selectiva de ar exalado, alimentando-se de seguida o mesmo, comutando o interruptor. Todavia, resta alimentar a válvula através da ligação da mesma à corrente eléctrica (230 V). Após estarem todos os circuitos alimentados pode-se inicializar o programa da interface gráfica *Breathe Learning*.

No ambiente da interface, primeiramente deve-se ir à aba “Communication”, premir o botão “Search Devices” (botão 10) e esperar até que o campo de texto à sua esquerda (caixa 11) fique preenchida. De seguida deve-se seleccionar o nome ‘BT-BL’, que é o nome do módulo *Bluetooth* presente no circuito, e premir o botão “Connect” (botão 12). Quando a ligação

estiver estabelecida, acende-se um LED azul no circuito indicando que o módulo *Bluetooth* está a comunicar com outro. Nessa altura o botão “Begin/Strop Acquisition” (botão 1) fica disponível. Antes de se premir o “Begin/Strop Acquisition” para dar início ao teste, deve-se escolher qual o ritmo de referência e então dar início ao teste. Depois de se premir o botão 1, o indicador 4 toma os valores da função de referência que foi escolhida os quais devem ser seguidos pelo indivíduo sujeito a teste. Quando este se consegue manter pelo menos dois ou três ciclos em sincronia com o ritmo de referência, dependendo da fase do ciclo respiratório em que a sincronia foi atingida, é recolhida a amostra de ar exalado de interesse.

Após se ter recolhido a amostra de ar alveolar pode-se terminar a execução do programa voltando a premir o “Begin/Strop Acquisition”. Neste momento é desbloqueado o botão “Generate File” (botão 6), que permite guardar os dados adquiridos e simulados durante a realização do teste.

Caso se pretenda dar início a outro teste basta escolher qual a velocidade do ritmo pretendida e seguir os passos anteriores. No caso de se terminar a execução do programa, ou seja, fechar a janela da interface, é necessário recomeçar todo o processo de identificação de dispositivos *Bluetooth* até à recolha das amostras de ar alveolar.

6

Montagem e Testes

Nesta secção descrevem-se todos os testes e implementações práticas realizados a todas as componentes do sistema desenvolvido seguindo a ordem apresentada nos capítulos 3 e 5. Primeiramente, encontram-se os testes realizados a todo o *hardware* desenvolvido (secções 6.1, 6.2) e de seguida a realização da interacção de todo o sistema desenvolvido, ou seja, a interligação do *hardware* com a interface de utilizador *Breathe Learning*.

É de referir que não foi realizado qualquer tipo de teste ao transdutor utilizado pois trata-se de um produto comercial e, como tal, não foi necessária a realização de um teste adicional.

6.1 Acondicionamento do sinal

Neste ponto apresentam-se todos os testes realizados aos circuitos do amplificador diferença, filtro passa-baixo e somador não-inversor, com vista a corroborar os resultados teóricos obtidos anteriormente.

6.1.1 Amplificador Diferença

O circuito descrito na figura 3.2 foi implementado em *breadboard* e não foi possível realizar qualquer tipo de teste para o mesmo. Este facto está relacionado com a amplitude do sinal de entrada, uma vez que não se dispõe de equipamento que gere funções com amplitudes na ordem das dezenas ou mesmo centenas de μV , como é apresentado na simulação do circuito.

O circuito foi projectado para ter um ganho de 4000 dada pela razão entre as resistências R_2 e R_1 . No caso de se aplicar duas sinusóides à entrada deste circuito, e no qual a sua diferença de potencial resultante se encontrasse na ordem dos milivolt (mV), o circuito apresentaria à saída o valor da sua alimentação, na medida em que se pode concluir que se encontra saturado. A máxima diferença entre as entradas deste circuito, com a alimentação implementada, é de 1,25 mV, pois é nesta condição que fornece a saída máxima do circuito, equação 6.1.

$$v_{in}^- - v_{in}^+ = v_i$$

$$v_o = \frac{R_2}{R_1} v_i \Leftrightarrow v_o = 4000 v_i \quad (6.1)$$

$$v_{omax} = 5V \Rightarrow v_{imax} = \frac{v_{omax}}{4000} \Rightarrow v_{imax} = 1,25mV$$

Tendo em conta que o transdutor produz uma saída nominal de $60 \mu V/(l/s)$ por cada Volt de tensão de alimentação, ou seja, para a alimentação utilizada (5 V) a sua saída é de $300 \mu V/(l/s)$, e que o máximo valor de fluxo de uma pessoa é de 1,5 l/s, o que produz uma saída diferencial máxima de $450 \mu V$.

6.1.2 Filtro Passa-Baixo

Para verificar o correcto funcionamento do filtro passa-baixo desenhado, implementou-se o circuito correspondente e percorreram-se algumas frequências importantes com vista a calcular o ganho prático e compará-lo com o teórico para a mesma frequência.

Foi testado o comportamento do filtro para as frequências de 300 mHz (banda de passagem), frequência de corte teórica (1,6931 Hz) e para a frequência de 50 Hz. Nas figuras 6.1(a), 6.1(b) e 6.1(c) encontram-se representadas as respectivas respostas às frequências referidas anteriormente.

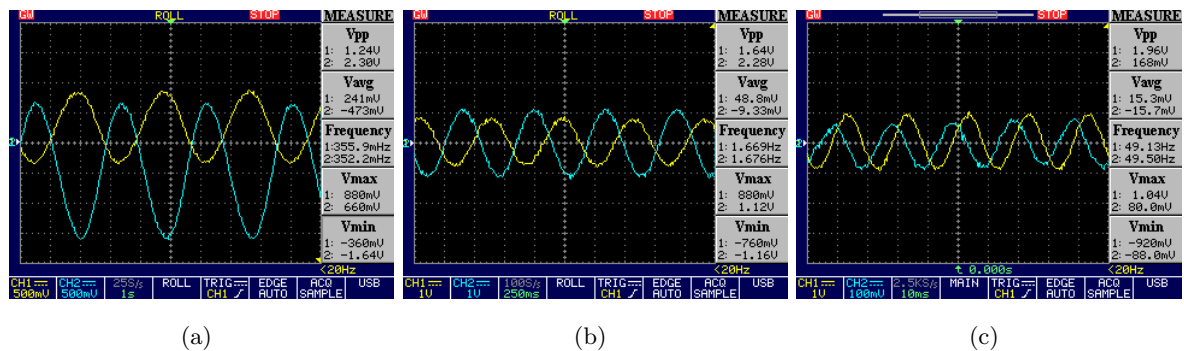


Figura 6.1: Frequências de teste ao filtro passa-baixo (a) 300 mHz (b) frequência de corte (1,6931 Hz) (c) 50 Hz.

Para cada frequência foi calculado o ganho prático do circuito, para que esse possa ser confrontado com o ganho teórico tirado a partir da figura 3.5.

$$f \approx 300\text{mHz} \Rightarrow G_{dB} = 20 \log \left(\frac{v_o = 2,30V}{v_i = 1,24V} \right) \approx 5,3661 \text{ dB} \quad (6.2)$$

$$f \approx f_c \Rightarrow G_{dB} = 20 \log \left(\frac{v_o = 2,28V}{v_i = 1,64V} \right) \approx 2,8618 \text{ dB} \quad (6.3)$$

$$f \approx 50\text{Hz} \Rightarrow G_{dB} = 20 \log \left(\frac{v_o = 168\text{mV}}{v_i = 1,96V} \right) \approx -21,3389 \text{ dB} \quad (6.4)$$

O ganho teórico para as frequências de 300 mHz, frequência de corte e 50 Hz, são 5,6496, 2,7913 e -23,394, respectivamente.

Pode-se concluir que a implementação prática é bastante satisfatória visto que os valores do ganho prático apresentam um erro máximo de 1,0963% do ganho teórico.

6.1.3 Somador Não-Inversor

À semelhança dos circuitos anteriores, é necessário implementar o circuito do somador não-inversor com vista a testar o seu comportamento teórico. Para realizar este teste, foi colocada à entrada do circuito uma onda sinusoidal com excursão positiva e negativa. O resultado da teste realizado encontra-se na figura 6.2.

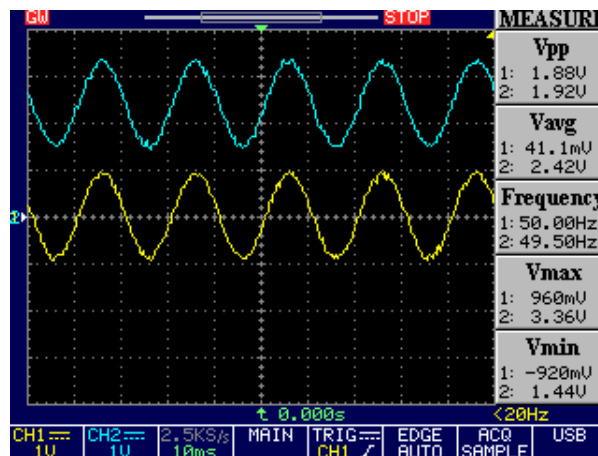


Figura 6.2: Resposta do circuito somador não-inversor implementado.

Como se pode verificar, o circuito somador adiciona uma componente DC de aproximadamente 2,50 V ao sinal de entrada, pelo que este deixa de possuir excursão negativa, como pretendido.

Tal como foi mostrado na secção 3.2.3, foi desenhado todo o circuito de acondicionamento do sinal proveniente do transdutor SS11LA, pelo que se tornou necessário verificar se à saída de todo o bloco se encontrava o sinal pretendido. Foram realizados dois testes intermédios, o teste à saída do circuito do amplificador diferença e à saída do filtro passa-baixo, juntamente com o amplificador diferença. Os resultados encontram-se apresentados nas figuras 6.3(a), 6.3(b) e 6.3(c).

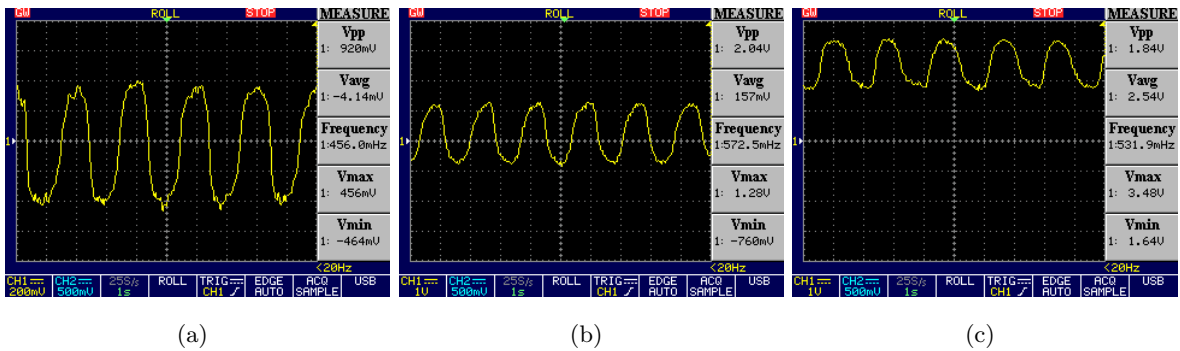


Figura 6.3: Formas de onda de um ritmo respiratório aleatório à saída do circuito: (a) amplificador diferença (b) amplificador diferença com filtro passa-baixo (c) de acondicionamento.

Como se pode verificar na figura 6.3(c), o sinal respiratório encontra-se dentro da janela de digitalização do *ADC* do microcontrolador pelo que se pode afirmar que o circuito de acondicionamento cumpre os pressupostos da sua utilização.

6.2 Comunicação e interface com o PC

O envio da trama de dados do microcontrolador para o PC é realizado através do protocolo *RS-232* utilizando o módulo *EUSART* deste dispositivo. Como dispositivo para converter os dados da norma série para *Bluetooth*, utilizou-se o módulo WT-12 da *Bluegiga Technologies*. Com isto definiu-se a taxa de transmissão da *EUSART* (*baud rate*) como 115200 *bits*/segundo, visto ser a taxa de transmissão que o módulo WT-12 possui de origem, um *start bit*, um *stop bit* e sem *bit* de paridade.

Para que todo este processo seja realizado, foi necessário implementar fisicamente o circuito que interliga os dois dispositivos, microcontrolador e o módulo *Bluetooth* WT-12. Cada dispositivo dispõe de dois terminais de comunicação série, um transmissor e um receptor que são ligados de forma cruzada, ou seja, o transmissor do microcontrolador está conectado ao receptor do módulo WT-12 e vice-versa.

O módulo WT-12 possui um terminal que tem como objectivo a realização do *reset* do módulo (pino 17) que necessita de ser realizado da primeira vez que este é utilizado. O *reset* do circuito do módulo *Bluetooth* foi realizado uma vez de forma manual, onde o pino 17 foi ligado à tensão de alimentação do módulo (+3,3 V) e de seguida ligado à massa do circuito (0 V). Após a realização deste processo não houve necessidade de o realizar novamente, o que deixa este terminal sem qualquer tipo de conexão.

O circuito desenvolvido e implementado para o microcontrolador e módulo *Bluetooth* WT-12 encontra-se na figura 6.4.

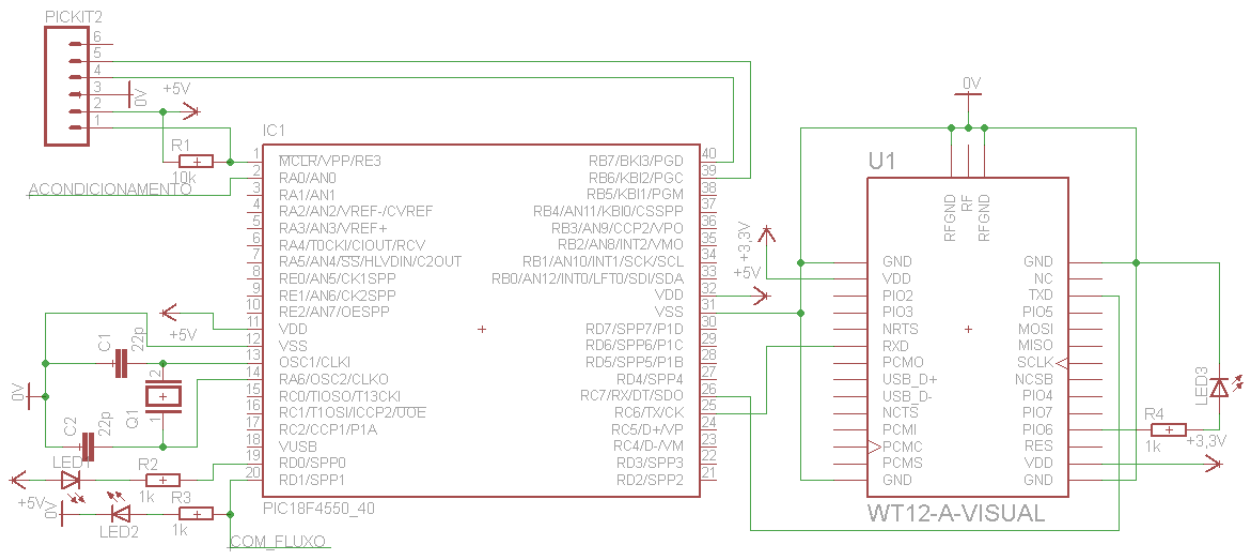


Figura 6.4: Circuito de aquisição e comunicação implementado.

Na figura 6.4 encontram-se escritas duas etiquetas, `acondicamento` e `com_fluxo`. A etiqueta `acondicamento` indica que o pino 2 do PIC18F4550 se encontra ligado à saída do circuito de acondicionamento e a segunda etiqueta serve para indicar que é o pino 20 que controla o sistema de comutação automática de fluxo.

O módulo WT-12 apresenta dois modos de funcionamento distintos, o modo de dados e o modo de comandos. O primeiro modo permite que seja transferida informação do microcontrolador para o PC, ou seja, o módulo encontra-se com uma comunicação activa. No modo de comandos, não é permitido qualquer tipo de comunicação mas é possível proceder à alteração das definições do módulo.

Com vista a facilitar os testes à comunicação, colocou-se um LED no terminal PIO6 (pino 18) do módulo para que se possa distinguir em qual dos estados é que se encontra o dispositivo. Caso o LED se encontre aceso o módulo está a operar no modo de dados. No caso contrário o dispositivo não se encontra com qualquer tipo de comunicação activa.

A implementação realizada anteriormente teve por base a redefinição de algumas definições base do dispositivo WT-12. Estas redefinições podem ser realizadas através da comunicação série entre o PC e o módulo, sem necessitar da intervenção do microcontrolador. Em primeiro lugar é necessário emparelhar o dispositivo com o computador onde se pretende realizar as alterações, de seguida abrir um programa onde se possa visualizar os dados recebidos através do porto série emulado pelo módulo (neste caso foi utilizado o *software RComSerial* da *Rogercor*). Uma das alterações mais relevantes prende-se com a implementação de uma palavra-chave para se realizar o emparelhamento com o módulo.

6.3 Sistema automático de recolha de amostras de ar exalado

Para a realização do teste ao sistema na sua totalidade foi necessário seguir as recomendações referidas na secção 5.2.

Dos onze indivíduos submetidos a teste, cinco são do sexo feminino e os restantes do sexo masculino, 8 são jovens adultos, 2 são adultos e 1 é criança.

Primeiramente pensou-se em realizar o teste em que seriam necessários cinco ciclos de sincronia para que o sistema de comutação automática de fluxo fosse accionado mas, com a experimentação, decidiu-se aplicar o número de ciclos de sincronia referidos na secção 5.1.3. Isto é, dois ciclos quando se consegue sincronia de ritmos na parte positiva do ritmo simulado e, três ciclos, quando a sincronia é atingida na parte negativa do mesmo ritmo.

Os resultados obtidos encontram-se apresentados na tabela 6.1. Na coluna “Ritmo” é referido o ritmo respiratório que foi simulado como referência, a coluna “Nº de ciclos até sincronia” representa o número de ciclos necessários para atingir a sincronia com o ciclo de referência a partir do qual se conseguiu actuar sobre o sistema de comutação automática de fluxo e, por último, a coluna “Accionamento da válvula” refere se o objectivo foi ou não atingido.

Tabela 6.1: Resultados dos testes realizados ao sistema automático de recolha de amostras de ar exalado.

Indivíduo	Idade	Sexo	Ritmo	Nº de ciclos até sincronia	Accionamento da válvula
A	23	F	Normal	20	Sim
B	25	F	Normal	50	Sim
C	24	F	Normal	3	Sim
D	24	M	Normal	15	Sim
E	24	M	Normal	-	Não
F	23	M	Normal	30	Sim
G	24	M	Normal	-	Não
H	6	F	Normal	-	Não
I	50	M	Normal	-	Não
J	48	F	Normal	-	Não
L	24	F	Rápido	-	Não
M	23	M	Lento	2	Sim

Quando na quinta coluna não é apresentado qualquer valor significa que o indivíduo não conseguiu estar em sincronia com o ritmo respiratório durante os ciclos necessários para o accionamento da válvula, embora, durante o tempo do teste, o ritmo respiratório simulado e o adquirido estivessem, por vezes, em sincronia.

De acordo com os resultados obtidos, verifica-se que se obtém uma taxa de sucesso de 50% na totalidade dos testes. Este valor é bastante aceitável pois, para primeira aproximação

da implementação realizada, indicam que esta possui bases suficientes para ser considerada como método de recolha de amostras de ar exalado.

É de salientar que todos os testes realizados a todo o sistema implementado na forma de *hardware* foram realizados através da alimentação da fonte de tensão desenvolvida e descrita na secção 3.6, tratando-se assim de um teste indirecto mas válido à implementação realizada.

CAPÍTULO 6. MONTAGEM E TESTES

7

Conclusões e Perspectivas

Esta secção corresponde à parte final desta dissertação, onde se encontram reunidas todas as conclusões relativas aos objectivos iniciais e às especificações do sistema (secção 7.1), bem como os desenvolvimentos futuros que possam vir a ser aplicadas a este protótipo (secção 7.2).

7.1 Conclusões

A recolha de amostras de ar exalado tem-se tornado um método de diagnóstico cada vez mais utilizado em especial por se tratar de um método não invasivo. As amostras contêm VOCs que possuem informações metabólicas relevantes para um diagnóstico precoce de doenças como o cancro do pulmão.

A capnografia é um dos métodos utilizados para realizar a recolha de amostras de ar exalado com base no *plateau* da fase III do seu traçado e no valor de pressão parcial de CO₂ no final da expiração.

Após a recolha é necessário analisar as amostras recolhidas, onde a técnica MCC-IMS tem vindo a ganhar bastante peso devido à sua rapidez e alta sensibilidade.

Pretendia-se desenvolver um sistema que fosse capaz de colmatar as dificuldades apresentadas pela capnografia na metodologia de recolha, utilizando o fluxo respiratório ao invés do nível de CO₂ presente no ar exalado. Para tal, projectou-se, dimensionou-se e montou-se um equipamento com controlo informático que utilizou uma aproximação matemática capaz de caracterizar o fluxo durante um ciclo respiratório em três condições diferentes e servir de

referência. Com base neste modelo matemático foi desenvolvido um algoritmo capaz de identificar a fase do ciclo respiratório adequada à aquisição do ar alveolar. Com esta informação o equipamento procede, de forma automática, à comutação de uma válvula de três vias que possibilita a recolha selectiva do ar alveolar.

Os testes efectuados a onze indivíduos mostram resultados bastante satisfatórios, verificando-se que a classe que obteve uma taxa de sucesso mais elevada foi a dos jovens adultos. Este facto pode ser explicado por uma maior sensibilidade para estes tipos de testes na medida em que, a percepção do que é solicitado é mais elevada sem necessitarem de um elemento de ajuda extra.

Este elemento de auxílio poder-se-ia tratar de um vídeo exemplificativo do processo de teste, o que levaria a uma melhor taxa de sucesso.

Um dos pontos que merece um maior estudo é o algoritmo de comparação entre o sinal proveniente do sensor com o sinal respiratório simulado. A inclusão de mais excepções, como uma função que fosse responsável pela gestão da comparação dos ritmos respiratórios, somente durante os tempos de transição, para evitar a perda de sincronia nestas situações.

Espera-se, com recurso a este protótipo desenvolvido, ter contribuído para tornar a análise do ar exalado com recurso à MCC-IMS ainda mais eficaz.

7.2 Perspectivas Futuras

Num trabalho desta envergadura é bastante difícil preencher todas as lacunas que vão aparecendo no decorrer do trabalho ou até em termos de concepção e projecto do mesmo. Com isto são apresentadas algumas sugestões de melhorias, testes e implementações que poderão ser aplicadas a este protótipo.

No que diz respeito ao *hardware* desenvolvido, este poderia ser implementado em placa de circuito impresso, o que levaria a uma diminuição do ruído inerente às *breadboards*; o sistema de aquisição automática de fluxo poderia ter um relé de estado sólido, impedindo a introdução de ruído no circuito através da comutação das placas internas presentes num relé como o utilizado; a válvula poderá sofrer uma diminuição do seu tamanho com vista a tornar o sistema mais leve; a fonte de alimentação poderia ser à base de baterias comerciais, como as utilizadas nos telemóveis.

Relativamente ao estudo realizado para o ritmo respiratório, este poderia ser bastante mais vasto, o que iria resultar num ciclo respiratório mais homogéneo para cada ritmo analisado; a recolha de ritmos respiratórios a crianças e a pessoas com doenças, aumentando a bateria de testes que se podem realizar.

Na interface gráfica também poderiam ser introduzidas algumas melhorias, como por exemplo: a visualização de um traçado gráfico em tempo real com os ritmos respiratórios simulado e adquirido; a optimização dos algoritmos implementados, de sincronia e accionamento o sistema de comutação. A interface do protótipo desenvolvido com o aparelho *BreatheSpec*®, que utiliza a técnica de análise MCC-IMS, com vista a realizar a recolha e de

CAPÍTULO 7. CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS

seguida a análise dessa amostra sem ser necessário fazer a recolha manual através de sacos de Tedlar®, por exemplo. Por fim, poderia ser desenvolvida uma interface para plataformas móveis muito semelhante à aqui desenvolvida.

CAPÍTULO 7. CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS

Bibliografia

- [1] I. Biopac Systems, “Bsl hardware guide,” Setembro 2012. <http://www.biopac.com/>.
- [2] A. Bajtarevic, C. Ager, M. Pienz, M. Klieber, K. Schwarz, M. Ligor, T. Ligor, W. Filipiak, H. Denz, M. Fiegl, *et al.*, “Noninvasive detection of lung cancer by analysis of exhaled breath,” *BMC cancer*, vol. 9, no. 1, p. 348, 2009.
- [3] H. Ferreira, “Caracterização de sacos tedlar® e flex film de recolha de ar exalado,” 2011.
- [4] P. Španěl, S. Davies, and D. Smith, “Quantification of breath isoprene using the selected ion flow tube mass spectrometric analytical method,” *Rapid communications in mass spectrometry*, vol. 13, no. 17, pp. 1733–1738, 1999.
- [5] A. Hryniuk, B. Ross, *et al.*, “A preliminary investigation of exhaled breath from patients with celiac disease using selected ion flow tube mass spectrometry,” *J Gastrointestin Liver Dis*, vol. 19, no. 1, pp. 15–20, 2010.
- [6] V. Shestivska, A. Nemeč, P. Dřevínek, K. Sovová, K. Dryahina, and P. Španěl, “Quantification of methyl thiocyanate in the headspace of pseudomonas aeruginosa cultures and in the breath of cystic fibrosis patients by selected ion flow tube mass spectrometry,” *Rapid Communications in Mass Spectrometry*, vol. 25, no. 17, pp. 2459–2467, 2011.
- [7] A. Mashir and R. Dweik, “Exhaled breath analysis: the new interface between medicine and engineering,” *Advanced powder technology: the international journal of the Society of Powder Technology, Japan*, vol. 20, no. 5, p. 420, 2009.
- [8] F. Di Francesco, R. Fuoco, M. Trivella, and A. Ceccarini, “Breath analysis: trends in techniques and clinical applications,” *Microchemical journal*, vol. 79, no. 1, pp. 405–410, 2005.
- [9] K. Kim, S. Jahan, and E. Kabir, “A review of breath analysis for diagnosis of human health,” *TrAC Trends in Analytical Chemistry*, 2012.
- [10] W. Miekisch, J. Schubert, G. Noeldge-Schomburg, *et al.*, “Diagnostic potential of breath analysis—focus on volatile organic compounds,” *Clinica chimica acta; international journal of clinical chemistry*, vol. 347, no. 1-2, p. 25, 2004.

- [11] B. Buszewski, M. Keszy, T. Ligor, and A. Amann, "Human exhaled air analytics: biomarkers of diseases," *Biomedical Chromatography*, vol. 21, no. 6, pp. 553–566, 2007.
- [12] K. Bhavani-Shankar and J. Philip, "Defining segments and phases of a time capnogram," *Anesthesia & Analgesia*, vol. 91, no. 4, pp. 973–977, 2000.
- [13] C. Rhoades and F. Thomas, "Capnography: beyond the numbers," *Air Medical Journal*, vol. 21, no. 2, pp. 43–48, 2002.
- [14] M. Weingarten, "Respiratory monitoring of carbon dioxide and oxygen: a ten-year perspective," *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, vol. 6, no. 3, pp. 217–225, 1990.
- [15] K. Bhavani-Shankar, A. Kumar, H. Moseley, and R. Ahyee-Hallsworth, "Terminology and the current limitations of time capnography: a brief review," *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, vol. 11, no. 3, pp. 175–182, 1995.
- [16] A. Johnson, D. Schweitzer, and T. Ahrens, "Time to throw away your stethoscope?: Capnography: Evidence-based patient monitoring technology," *Journal of Radiology Nursing*, vol. 30, no. 1, pp. 25–34, 2011.
- [17] J. D´Mello and M. Butani, "Capnography," *Indian. J. Anaest*, vol. 46, no. 4, pp. 269–278, 2002.
- [18] B. Krauss and D. Hess, "Capnography for procedural sedation and analgesia in the emergency department," *Annals of emergency medicine*, vol. 50, no. 2, pp. 172–181, 2007.
- [19] J. Thompson and M. Jaffe, "Capnographic waveforms in the mechanically ventilated patient," *Respiratory care*, vol. 50, no. 1, pp. 100–109, 2005.
- [20] R. R. Seeley, T. D. Stephens, and P. Tate, *Anatomia & Fisiologia*. McGraw-Hill Companies, Inc., 2003.
- [21] J. Enderle and J. Bronzino, *Introduction to biomedical engineering*. Academic Pr, 2005.
- [22] A. C. Guyton and J. Hall, *Textbook of Medical Physiology*. Elsevier Saunders, 2006.
- [23] M. Yaron, P. Padyk, M. Hutsinpillier, and C. Cairns, "Utility of the expiratory capnogram in the assessment of bronchospasm," *Annals of emergency medicine*, vol. 28, no. 4, pp. 403–407, 1996.
- [24] K. Bhavani-Shankar, "Capnography. a comprehensive educational website," Outubro 2012. <http://www.capnography.com/>.
- [25] J. Baumbach, "Process analysis using ion mobility spectrometry," *Analytical and bioanalytical chemistry*, vol. 384, no. 5, pp. 1059–1070, 2006.

- [26] W. Vautz, J. Nolte, R. Fobbe, and J. Baumbach, "Breath analysis - performance and potential of ion mobility spectrometry," *Journal of Breath Research*, vol. 3, no. 3, p. 036004, 2009.
- [27] J. Baumbach and M. Westhoff, "Ion mobility spectrometry to detect lung cancer and airway infections," *Spectroscopy Europe*, vol. 18, no. 6, pp. 22–27, 2006.
- [28] M. Jünger, B. Bödeker, and J. Baumbach, "Peak assignment in multi-capillary column–ion mobility spectrometry using comparative studies with gas chromatography–mass spectrometry for voc analysis," *Analytical and bioanalytical chemistry*, vol. 396, no. 1, pp. 471–482, 2010.
- [29] V. Ruzsanyi, J. Baumbach, S. Sielemann, P. Litterst, M. Westhoff, and L. Freitag, "Detection of human metabolites using multi-capillary columns coupled to ion mobility spectrometers," *Journal of Chromatography A*, vol. 1084, no. 1, pp. 145–151, 2005.
- [30] J. Stach and J. Baumbach, "Ion mobility spectrometry-basic elements and applications," *Int. J. Ion Mobility Spectrom*, vol. 5, no. 1, pp. 1–21, 2002.
- [31] J. Baumbach, "Ion mobility spectrometry coupled with multi-capillary columns for metabolic profiling of human breath," *Journal of Breath Research*, vol. 3, no. 3, p. 034001, 2009.
- [32] A. Bunkowski, S. Maddula, A. Davies, M. Westhoff, P. Litterst, B. Bödeker, and J. Baumbach, "One-year time series of investigations of analytes within human breath using ion mobility spectrometry," *International Journal for Ion Mobility Spectrometry*, vol. 13, no. 3, pp. 141–148, 2010.
- [33] I. T. Microchip, "Pic18f2455/2550/4455/4550 data sheet," Setembro 2012. <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/39632e.pdf>.
- [34] A. Wireless, "Ant the power of less," Setembro 2012. <http://www.thisisant.com/>.
- [35] I. Bluetooth SIG, "Bluetooth basics," Setembro 2012. <http://www.bluetooth.com/Pages/Bluetooth-Home.aspx>.
- [36] D. Kammer, G. McNutt, and B. Senese, *Bluetooth application developer's guide: the short range interconnect solution*. Syngress Publishing, 2002.
- [37] B. Technologies, "Wt12 - class 2 wt12 - class 2 bluetooth®2.1+ edr module," Setembro 2012. http://www.bluegiga.com/WT12_Class_2_Bluetooth_Module.
- [38] STMicroelectronics, "L78xx, l78xxc l78xxab, l78xxac. positive voltage regulator ics," Setembro 2012. <http://www.st.com/>.
- [39] STMicroelectronics, "L7900 series, negative voltage regulators," Setembro 2012. <http://www.datasheetcatalog.org/datasheet2/3/07wj61wwrjxhoxd4gwe1k51sg5py.pdf>.

BIBLIOGRAFIA

- [40] L. Technology, “Ltc1044/7660 switched capacitor voltage converter,” Settembre 2012.
<http://cds.linear.com/docs/Datasheet/lt1044.pdf>.
- [41] C. Horstmann, *Java Concepts: Compatible with Java 5, 6 and 7*. Wiley, 2009.