Automatização de um Concentrador de Oxigénio

Jorge Miguel Teixeira Ribeiro

Dissertação de Mestrado

Orientador: Prof. Dr. Joaquim Gabriel Magalhães Mendes

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica

Setembro de 2015

Resumo

De acordo com o relatório do Observatório Nacional das Doenças Respiratórias (ONDR) de 2014, as doenças respiratórias aumentaram cerca de 30% nos últimos 20 anos em Portugal, prevendo-se que essa tendência se mantenha no futuro. Assim, o número de pessoas dependentes de tratamentos à base de administração de ar mais enriquecido em oxigénio será cada vez maior.

Existem inúmeras soluções no mercado que permitem satisfazer as necessidades dos doentes, mas todas elas com algumas limitações, em especial ao nível da monitorização.

Nesta dissertação foi desenvolvido um sistema de monitorização remota de um equipamento de purificação de oxigénio da empresa Invacare que passou pela instalação de diversos sensores e de um microcontrolador com comunicação 3G e Wi-Fi.

Esta solução pretende melhorar o quotidiano de quem dependa de administração de oxigénio suplementar, efetuando a monitorização, do equipamento, e a comunicação de eventuais avarias. Simultaneamente, os efeitos do O_2 no paciente na forma de saturação de oxigénio no sangue – SpO_2 – são medidos e enviados a uma entidade médica que irá analisar os dados ao longo do tratamento.

Foram instalados dois módulos da empresa Arduino: um com capacidade para envio de mensagens de alerta para um técnico usando o módulo 3G, com informação relativa ao número de identificação do equipamento e o problema detetado; o outro, para o envio dos dados de monitorização do paciente via Wi-Fi.

O sistema foi testado com sucesso, sendo possível visualizar os dados via web, através do link "*https://personal.xively.com/feeds/1631305751*", sempre que o concentrador esteja em funcionamento.

Abstract

According to the 2014 report of the Portuguese entity on respiratory diseases (Observatório Nacional das doenças respiratórias) the deterioration of respiratory diseases of the Portuguese people increased 30% in the last 20 years, and trend is to continuing that way. Consequently, the number of people that depends on pure oxygen will be continuously bigger.

There are already different solutions on the open market capable of meeting the needs of patients, therefore everyone has limitations whether comfort or autonomy for the consumer.

In this project was developed a remote monitoring system of an oxygen concentrator from Invacare. This included the installation of different sensors and a microcontroller with 3G and Wi-Fi communication.

This solution has the final goal to improve the daily life of a person who depends of supplementary oxygen administration, doing the equipment motorization and faults communication.

Simultaneously, the oxygen concentrator monitoring, as well its effect in the patient by the form of oxygen saturation – SpO_2 – is measure and sent to a medical entity that will analyze data along the patient treatment.

The final prototype has two modules from Arduino: one with the ability to send alert text messages to a technician, with information about the oxygen concentrator ID and the problem detected. The other with the possibility to send and receive information from the web, via Wi-Fi.

The system was successfully tested, the motorization information is available from the link "*https://personal.xively.com/feeds/1631305751*" every time the concentrator is power on.

Agradecimentos

Ao meu orientador, Prof. Joaquim Gabriel, o meu especial agradecimento pela disponibilidade e apoio proporcionado. Foi um grande prazer contar com o seu precioso contributo nesta fase final do meu percurso académico.

Ao Prof. Francisco Freitas, agradeço a forma como acompanhou as dissertações e o interesse demonstrado pelo trabalho desenvolvido.

Ao Prof. Ferreira Duarte, por proporcionar uma experiência enriquecedora para o meu futuro no mercado de trabalho, como é o Desafio Único, pelos conhecimentos transmitidos e principalmente pela sua amizade.

A todos os meus amigos, colegas de automação e colaboradores do laboratório L003, pelo convívio, discussões e trocas de conhecimento proporcionadas neste último ano.

Um agradecimento especial à minha família pelas condições que me proporcionaram durante o meu percurso académico, em especial aos meus pais pelo apoio e esforço em garantir-me a melhor formação pessoal e académica.

Por último, um agradecimento ao projeto Ambient Assisted Living, AAL4ALL, FCOMP-01-0124-FEDER-13852, co-financiado pelos Fundos FEDER através do Programa Operacional Fatores de Competitividade – COMPETE.

Índice

1. Introdução 1
1.1. Motivação 2
1.2. Objetivos 2
1.3. Estrutura da Dissertação 2
2. Estado da arte 5
2.1. Tecnologia PSA 5
2.1.1. Contextualização histórica da tecnologia PSA 5
2.1.2. Funcionamento 6
2.1.3. Presente e futuro 10
2.2. Outras Tecnologias 11
2.2.1. Destilação do ar 11
2.2.2. Eletrólise da água 13
2.3. Discussão 15
3. Solução Proposta 17
3.1. Escolha da fonte de oxigénio 17
3.1.1. Escolha do concentrador de oxigénio 18
3.2. Estudo dos componentes do concentrador Perfect O_2 21
3.2.1. Circuito realizado pelo ar no concentrador de oxigénio 21
3.2.1.1. Tratamento e compressão do ar ambiente 22
3.2.1.2. Ciclo PSA 23
3.2.1.3. Distribuição para o utilizador 25
3.2.2. Componentes eletrónicos do concentrador. 26
3.3. Parâmetros a monitorizar e controlar 29
3.4. Unidade de controlo 30
4. Desenvolvimento do protótipo 33
4.1. Implementação do hardware escolhido 33
4.1.1. Sensor de pressão 34
4.1.2. Sensor de temperatura interior 35

4.1.2.1. Teste do sensor de temperatura interna 37
4.1.3. Sensor de temperatura e humidade 38
4.1.3.1. Teste sensor DHT 39
4.1.4. Sensor de corrente 39
4.1.5. Sensor de pureza de oxigénio 39
4.1.6. Medição dos sinais do utilizador 40
4.1.6.1. Leitura da saturação de oxigénio arterial e pulsação 41
4.1.6.2. Leitura da pulsação do utilizador 45
4.1.7. Variação da velocidade do compressor 45
4.2. Modelação do suporte do conjunto de controlo 46
4.3. Sistema pulsante 47
4.4. Comunicação USB, GSM e Wi-Fi 47
5. Considerações finais 51
5.1. Conclusão 51
5.2. Trabalhos futuros 52
Referências 53
ANEXO A 55
ANEXO B 57
ANEXO C 59

Lista de Figuras

Figura 1 – Esquema ilustrativo do processo PSA, adaptado de [6]. 6

Figura 2 – Representação esquemática dos processos PSA e TSA, adaptado de [6]. 7

Figura 3 - Sequência das etapas no ciclo do processo PSA numa câmara de adsorção, adaptado de [6]. 7

Figura 4 - Sequência das etapas no ciclo do processo PSA, adaptado de [6]. 8

Figura 5 – Funcionamento alternada das câmaras num sistema PSA, adaptado de [9]. 9

Figura 6 - Esquema típico de um concentrador de oxigénio. 10

Figura 7 - Esquema de exemplificação do processo base da destilação, adaptado de [12]. 11

Figura 8 - Primeira máquina de produção de oxigénio [2]. 12

Figura 9 - Principio base de funcionamento da eletrólise da água. 14

Figura 10 - Ilustração de um equipamento de eletrólise [15]. 14

Figura 11 – Esquema ilustrativo do processo usual de eletrólise, adaptado de [15]. 15

Figura 12 – Comparação entre os diferentes processos de obtenção de oxigénio, adaptado de [3]. 16

Figura 13 – Garrafa de oxigénio estacionária (a) e portátil (b). 18

Figura 14 - Concentrador portátil (a) e estacionário (b) [16]. 19

Figura 15 - Concentrado transportável SOLO2 da Invacare [16]. 19

Figura 16 – Aspeto dos quatro concentradores estudados (Invacare, DeVilbiss, AirStep, Philips). 20

Figura 17 – Vistas exterior e interior do concentrador Perfect O_2 [16]. 21

Figura 18 - Filtros de entrada de ar do concentrador. 22

Figura 19 - Silenciador do concentrador Perfect O_2. 22

Figura 20 - Compressor e permutador de calor do concentrador Perfect O_2. 23

Figura 21 - Válvula direcional do concentrador Perfect O_2. 23

Figura 22 - Câmaras de adsorção do concentrador Perfect O_2. 24

Figura 23 - Sistema de escape de gases do concentrador Perfect O_2. 24

Figura 24 - Válvula de equalização de pressão do concentrador Perfect O_2. 25

Figura 25 - Detalhe do reservatório do concentrador Perfect O_2. 25

Figura 26 - Válvula estranguladora e caudalímetro, à esquerda e bocal de saída de oxigénio, à direita. 26

Figura 27 - Esquema ilustrativo das ligações e comunicações dos componentes eletrónicos. 26
Figura 28 - Sistema luminoso de indicação de estado. 27
Figura 29 - Placa de controlo do concentrador Perfect O_2. 28
Figura 30 - Sensor de pressão. 28
Figura 31 - Sensor de pureza de oxigénio do concentrador Perfect O_2. 29
Figura 32 - Gráfico Tensão/Corrente característico do transdutor de pureza de oxigénio, adaptado de [21]. 29
Figura 33 - Arduino UNO, Sheild WiFi e Sheild GSM respetivamente [22]. 31
Figura 34 - Esquema ilustrativo das comunicações existentes na unidade de monitorização. 33
Figura 35 - Amplificador de instrumentação INA122P [23]. 34
Figura 36 - Esquema de ligação do sensor de pressão. 35
Figura 37 - Sensor de temperatura LM35 35
Figura 38 - Transdutor de temperatura e sua localização. 36
Figura 39 - Esquema da implementação do sensor de temperatura interior. 36
Figura 40- Temperatura do concentrador, medida com a camara termográfica Flir i7. 37
Figura 41 - Sensor DHT22 [25]. 38
Figura 42 – Esquema de ligação (a) e localização do sensor DHT22 (b). 39
Figura 43 – Sensor de corrente [26]. 39
Figura 44 - Sensor de concentração de oxigénio. 40
Figura 45 - Modelação 3D do suporte do sensor de pureza de oxigénio. 40
Figura 46 – Oxímetro de pulso da SEEDSTUDIO. 41
Figura 47 - Esquema de ligação do oxímetro ao Arduino. 41
Figura 48 - Exemplos de utilização de oxímetros. 42
Figura 49 - Gráfico da absorção da Hb e HbO_2 em função do comprimento de onda do LED, adaptado de [28]. 43
Figura 50 - Oxímetro de transmissão e reflexão respetivamente. 43
Figura 51 - Gráfico da absorção de luz em função do tempo, adaptado de [28]. 44
Figura 52 - Curva empírica que relaciona a saturação de oxigénio com o rácio normalizado, adaptado de [28]. 44
Figura 53 - Onda típica da monitorização cardíaca. 45
Figura 54 - Módulo de controlo do protótipo. 46
Figura 55 - Caixa de suporte da unidade de controlo. Modelo à esquerda e protótipo real à direita. 46
Figura 56 - Sistema pulsante. 47
Figura 57 - Exemplo da comunicação via USB. 48

Figura 58 - Exemplo SMS de alerta. 49
Figura 59 – Exemplo da comunicação Wi-Fi da concentração de O_2. 50

Lista de Tabelas

Tabela 1 - Diferentes fontes de oxigénio existentes. 17
Tabela 2 - Comparação entre diferentes concentradores de oxigénio [17]. 20
Tabela 3 - Características principais do compressor [19]..... 27
Tabela 4 - Características do transdutor de pressão [20]..... 28
Tabela 5 - Características do transdutor de pureza de oxigénio do concentrador Perfect O2. . 29
Tabela 6 - Características da Fonte de tensão..... 31
Tabela 7 - Características do sensor LM35 [24, 25]..... 36
Tabela 8 - Temperatura do concentrador, medida com a camara termográfica. 37
Tabela 9 - Características do sensor DHT22 [25]. 38
Tabela 10 - Características do sensor de pureza de oxigénio [27]. 40
Tabela 11 - Características do sistema pulsante [30]. 47

Lista de Siglas e Acrónimos

AAL4ALL – Ambient Assisted Living for All

FAA – Federal Aviation Administration

GSM – Global System for Mobile

Hb – Hemoglobina Funcional Desoxigenada

HbO_2 – Hemoglobina Funcional Oxigenada

OC – Oxygen Concentrator

ONDR – Observatório Nacional das Doenças Respiratórias

PLC – Programmable Logic Controller

PSA – Pressure Swing Adsorption

PVSA – Pressure-Vacuum Swing Adsorption

SpO_2 – Saturação de Oxigénio no Sangue Arterial

SMS – Short Message System

TSA – Temperature Swing Adsorption

VSA - Vacuum Swing Adsorption

Capítulo 1

1. Introdução

Cada vez mais pessoas necessitam de ser sujeitas a oxigenoterapia, quer devido a doenças crónicas, quer devido à poluição do ar ambiente [1]. Este tratamento consiste na adição de oxigénio de elevada pureza ao ar atmosférico inspirado pelo paciente durante as suas atividades da vida quotidiana[1]. Surge assim a necessidade de ter acesso a uma fonte de oxigénio puro em casa – para aplicar o tratamento que pode chegar até quinze ou mais horas diárias de oxigenoterapia, incluindo horas de sono. Para a prescrição deste tratamento é necessário ter atenção a alguns aspetos, sendo os principais o caudal de oxigénio a ser debitado, a mobilidade, a autonomia do paciente e a duração diária da terapia [1, 2].

Já existem vários equipamentos no mercado que completam os requisitos destes tratamentos, como por exemplo garrafas de oxigénio e concentradores de oxigénio (OC), estacionários ou portáteis. Contudo, nenhuma das soluções disponíveis possui a capacidade de obter qualquer tipo de medição relativamente à concentração de oxigénio ou dos sinais vitais do paciente, como elemento de *feedback*.

Os geradores, ou concentradores de oxigénio, são atualmente comercializados quer para aplicações industriais (como por ex. para a soldadura), quer na área médica, onde a sua implementação e desenvolvimento começou nos anos 80 [3]. Já foram realizados vários estudos para provar e testar tanto a eficiência como a fiabilidade destes equipamentos. Em 1999 foi dado início a um estudo de duração total de 3 anos, com o objetivo de perceber o impacto e eficácia do uso de geradores de oxigénio na prática médica e no tratamento dos pacientes. No final do estudo foram destacados alguns pontos principais: 43 dos 48 hospitais participantes no estudo validaram financeiramente o uso de concentradores, tendo-se verificado uma descida de 62 % no preço unitário do oxigénio. Verificou-se ainda que durante este período não ocorreu qualquer tipo de incidente diretamente relacionado com o uso destes equipamentos, nomeadamente de segurança [4].

Com estes estudos e com o contínuo desenvolvimento da tecnologia PSA *"Pressure Swing Adsorption"*, processo base de funcionamento de um concentrador de oxigénio, conclui-se que estes são equipamentos que irão, a médio prazo, dominar o mercado do oxigénio não só na área médica mas também industrialmente, visto serem eficientes e capazes de satisfazer as necessidades exigidas.

1.1. Motivação

O tema desta dissertação surgiu a partir do projeto QREN "*Ambient Assisted Living for All*" (AAL4ALL) que tem como finalidade o desenvolvimento de dispositivos para facilitar e melhorar o conforto de idosos e/ou pessoas com limitações, em particular aqueles que vivem sozinhos em casa.[5]

Neste enquadramento surgiu a ideia de desenvolver um *upgrade* de um concentrador de oxigénio corrente de uso doméstico, mas mais inteligente, que providenciasse oxigénio em total segurança para o utilizador e que ao mesmo tempo permitisse a monitorização dos seus componentes, comunicando as eventuais falhas através de um módulo 3G ao responsável técnico.

A grande motivação para a realização e escolha deste projeto foi o impacto social que este equipamento pode ter na sua utilização doméstica. Ter a possibilidade de potenciar um equipamento para melhorar substancialmente o bem-estar de pacientes que necessitem de oxigenoterapia foi a principal razão para a minha escolha.

Pelo ponto de vista económico, pois apesar dos concentradores de oxigénio serem substancialmente mais caros, em relação ao oxigénio líquido, o seu custo é rapidamente amortizado pelo facto de já não ser necessário o transporte de garrafas de oxigénio, para substituir as usadas, e cujo impacto financeiro é grande em zonas mais afastadas dos grandes centros e em habitações com difíceis acessos.

Por fim existe a motivação tecnológica de desenvolver um produto que até à data não existe no mercado. Para além disso, este trabalho foi uma boa oportunidade de estruturar melhor os meus conhecimentos de engenharia e simultaneamente aprender um pouco de área médica.

1.2. Objetivos

O objetivo desta dissertação é modificar, um equipamento de geração de oxigénio de uso doméstico, adicionando a capacidade de se conseguir variar o caudal de oxigénio debitado associado a um elemento de feedback, não invasivo, baseado num oxímetro de pulso, e por fim a monitorização e controlo de certos parâmetros, via Wi-Fi através de um computador.

Para atingir estes objetivos foram estipuladas várias tarefas intermédias:

- Estudo da tecnologia PSA e uma breve referência a tecnologias equivalentes
- Estudo dos parâmetros a controlar e monitorizar
- Escolha e compra de um concentrador adequado aos objetivos
- Seleção e instalação dos sensores capazes de medir os parâmetros definidos
- Programação do microcontrolador para aquisição de dados e controlo
- Montagem final do protótipo

1.3. Estrutura da Dissertação

A presente dissertação está organizada em cinco capítulos, cada um descrevendo as diferentes etapas que constituíram este projeto desde a fase de estudo da tecnologia usada, até à construção e validação do protótipo final.

O primeiro capítulo retrata principalmente os motivos da escolha deste tema de dissertação, quais os principais objetivos e também uma breve introdução e contextualização da necessidade de ter uma fonte de oxigénio de pureza elevada.

O segundo capítulo tem como objetivo expor o estudo realizado sobre o estado da arte. São retratados alguns dos processos mais comuns de obtenção de oxigénio e por fim são comparados em termos de capacidade e eficiência.

No terceiro capítulo é feita uma abordagem das primeiras etapas realizadas para o desenvolvimento do protótipo. Tem como objetivo retratar todos os aspetos que influenciaram a escolha dos diferentes componentes necessários.

No quarto capítulo é apresentado o desenvolvimento do sistema de monitorização, dando a conhecer as principais dificuldades e soluções encontradas.

Por fim no capítulo cinco, são expostas as conclusões retiradas do projeto desenvolvido e também são mencionados alguns aspetos que seriam enriquecedores em desenvolvimentos futuros.

Capítulo 2

2. Estado da arte

Neste capítulo vão ser discutidos diferentes tipos de tecnologias capazes de produzir oxigénio de elevada pureza. Vai ser feita uma descrição sobre a tecnologia PSA, o processo tecnológico que está na base de funcionamento de um concentrador de oxigénio e uma breve descrição de outras duas tecnologias concorrentes, a destilação do ar e a eletrólise da água.

2.1. Tecnologia PSA

A tecnologia *Pressure Swing Adsorption* (PSA) é um processo muito versátil que tem como fim a separação ou purificação dos elementos de uma mistura gasosa. O conceito básico por detrás desta tecnologia está num adsorvente poroso que, a pressões relativamente altas, consegue adsorver, seletivamente, diferentes elementos de uma mistura, sendo estes posteriormente libertados a uma pressão ligeiramente superior à atmosférica. Este processo apenas pode ser usado com gases pois, ao contrário destes, os líquidos não sofrem qualquer alteração significativa na sua capacidade de serem adsorvidos com a variação de pressão. O fenómeno de adsorção diferencia-se da absorção essencialmente pelo facto de na adsorção o gás ser atraído apenas para a superfície do elemento adsorvente [6, 7].

O seu desenvolvimento teve início na década de sessenta e desde então tem vindo a crescer de tal modo que marcou um papel importante na obtenção de gases, em particular o do oxigénio e nitrogénio a partir do ar atmosférico [7, 8].

2.1.1. Contextualização histórica da tecnologia PSA

Esta tecnologia surgiu como um processo comercial de separação de gases em 1957 e 1960 de acordo com as patentes de Guerin de Montgareuil (*French Patent No.1,233,261*) e Skarstrom (*US Patent No.2,944,627*), respetivamente. Ainda hoje este processo tem como base o ciclo desenvolvido por Skarstrom.

Inicialmente começou por ser usada unicamente para secagem do ar "*heatless drier*" retirando a humidade do ar. Em 1964 foi pela primeira vez usada para retirar oxigénio do ar atmosférico [6, 8].

Desde então a tecnologia PSA tem vindo a ser desenvolvida com vista a melhorar a eficiência da separação de gases, compactar o gerador e diminuir o consumo energético do processo. Com este desenvolvimento foi possível começar a aplicar a tecnologia na área da medicina na produção de oxigénio [3]. Hoje em dia, no caso da obtenção de oxigénio com níveis de pureza na ordem dos 95%, a tecnologia PSA já consegue competir com a destilação do ar [8].

Atualmente existem diversas ramificações deste processo para separação de gases, alguns exemplos são o *Vacuum-Swing Adsorption* (VSA) onde a adsorção ocorre a uma pressão próxima da atmosférica e a purga ocorre a uma pressão, abaixo da ambiente. *Pressure-vacuum Swing Adsorption* (PVSA) é outro processo, já de elevada complexidade prática, desenvolvido usando as características do PSA e VSA combinadas no mesmo equipamento [7]. Outras alterações em relação ao primeiro ciclo PSA criado por Skarstrom passam pelo uso de duas ou mais câmaras de adsorção; a implementação de um passo de equalização de pressão entre as câmaras de adsorção e por fim o uso de hardware mais eficaz, como por exemplo válvulas rotativas de modo a diminuir o tempo total de cada ciclo [6, 7].

2.1.2. Funcionamento

Apesar de já existirem diversas vertentes da tecnologia PSA no mercado, todas elas têm como conceito base de funcionamento o uso de filtros, ou adsorventes, que têm a capacidade de adsorver seletivamente diferentes elementos de uma mistura de gases. Isto deve-se à capacidade de, a altas pressões, os gases serem atraídos para superfícies sólidas. Os materiais usados nestes elementos de adsorção são normalmente muito porosos pelo que conseguem ter uma elevada superfície específica, o que os torna mais eficazes [6, 7].

O elemento que é atraído pelo filtro depende, inteiramente, do material de que este é feito, daí existir um vasto leque de diferentes elementos de adsorção disponíveis. No caso da separação do ar ambiente existem dois materiais, Zeólito se for pretendido oxigénio, já que o nitrogénio é adsorvido; ou carbono caso se queria obter nitrogénio [7].

Na Figura 1 é apresentado um esquema que exemplifica o equipamento usado na separação do nitrogénio do ar, ou seja na obtenção de uma mistura rica em oxigénio, visto que para além do nitrogénio o ar é constituído por mais elementos como árgon e outros gases raros.

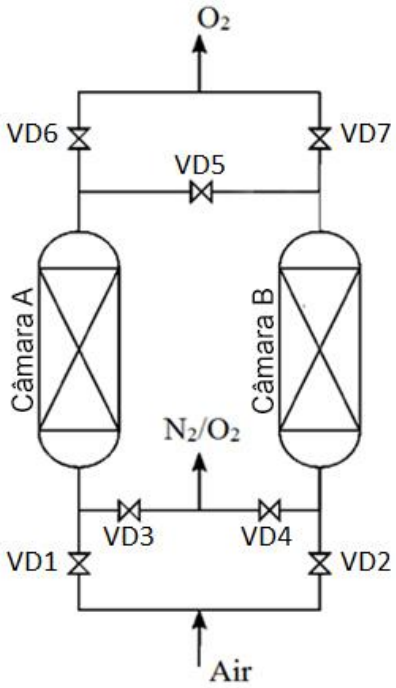


Figura 1 – Esquema ilustrativo do processo PSA, adaptado de [6].

É possível assim identificar alguns componentes essenciais para o funcionamento de um gerador de oxigénio. Pode-se apontar os dois principais responsáveis pela adsorção do nitrogénio, no caso da separação do ar, que são as duas câmaras (A e B) onde se encontram os elementos de adsorção (zeólitos neste caso). Para além disso é possível identificar uma série de válvulas que permitem o controlo das diferentes etapas do processo e por fim as saídas e a entrada de gás no processo, de baixo para cima consegue-se identificar primeiro a entrada do ar ambiente (Air), de seguida o escape dos gases não aproveitados (N_2/O_2) e no topo a saída de oxigénio (O_2).

Dado que este processo tem de funcionar com pressões relativamente elevadas como mostrado na Figura 2 vai ser necessário incorporar um compressor no sistema, componente usado nos concentradores de oxigénio.

Ainda na Figura 2 é possível identificar a diferença de pressões existente entre a etapa de adsorção, pressão alta, e a purga, a pressão baixa.

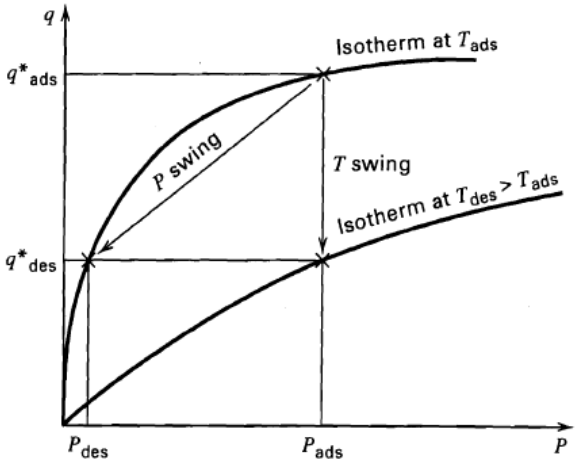


Figura 2 – Representação esquemática dos processos PSA e TSA, adaptado de [6].

Compreendidos estes conceitos é mais intuitivo agora analisar as diferentes etapas que constituem o processo de separação de gases por PSA. Na Figura 3 é possível identificar os 4 passos existentes num ciclo típico com duas câmaras de adsorção.

O gráfico apresentado na Figura 3 descreve a variação da pressão, em cada etapa do ciclo de Skarstrom em relação à duração de cada uma das fases de um ciclo completo. Aqui consegue--se imediatamente identificar as quatro etapas do processo: pressurização (1), adsorção (2), despressurização (3) e finalmente a purga (4).

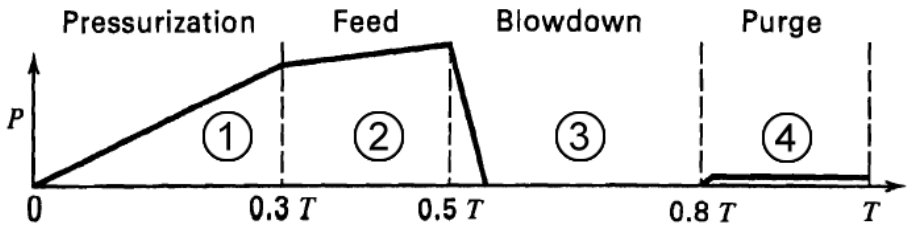


Figura 3 - Sequência das etapas no ciclo do processo PSA numa câmara de adsorção, adaptado de [6].

Complementando a Figura 3, a Figura 4 mostra esquematicamente o que acontece, durante um ciclo nas duas câmaras de adsorção ao longo do tempo num ciclo PSA que use apenas duas colunas de adsorção. Estas funcionam alternadamente em dois meios ciclos, cada um com uma duração equivalente, logo enquanto uma está a efetuar a pressurização/adsorção a outra está em escape/purga. Ou seja enquanto nas duas primeiras etapas é a câmara 1 que faz a separação dos gases, nas fases (3) e (4) é a câmara 2.

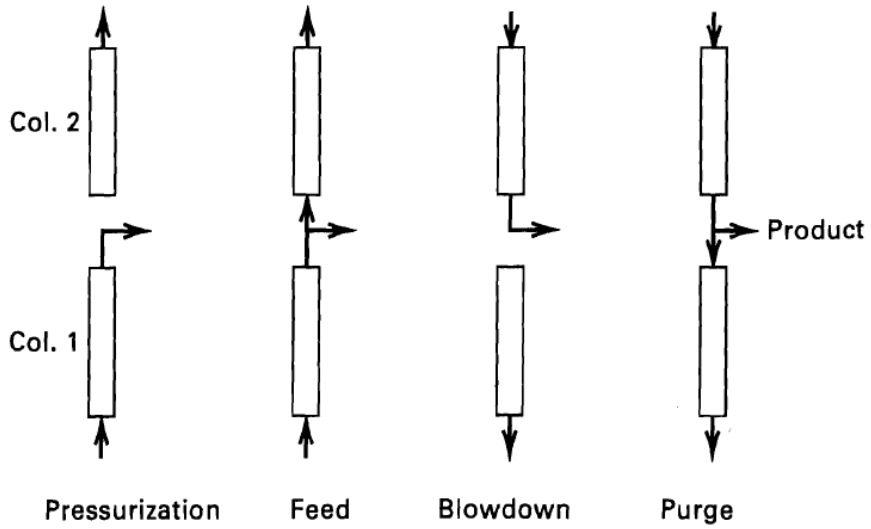


Figura 4 - Sequência das etapas no ciclo do processo PSA, adaptado de [6].

Como já dito anteriormente, as duas câmaras de adsorção funcionam alternadamente em dois meios ciclos. A Figura 5 mostra detalhadamente como funciona um ciclo de Skarstrom, do lado esquerdo, vemos o primeiro meio ciclo e, do lado direito, o segundo.

Analisemos então apenas uma das câmaras de adsorção, visto que estas trabalham igualmente desfasadas de meio ciclo. Inicialmente, na câmara 1, eleva-se a pressão e começa-se a dar a adsorção. Neste momento as válvulas estão abertas de modo que o ar ambiente passe no adsorsor 1 de onde sai oxigénio altamente concentrado, este é repartido de tal forma que parte vai para o exterior (paciente ou acumulador, por exemplo) e outra parte é direcionado para a câmara 2 onde, com a ajuda do fluxo de oxigénio e o decréscimo da pressão, se purga o sistema retirando todo nitrogénio adsorvido na etapa anterior. Quando o elemento adsorsor se aproxima do seu ponto de saturação, a meio de um ciclo completo, o sistema inverte-se.

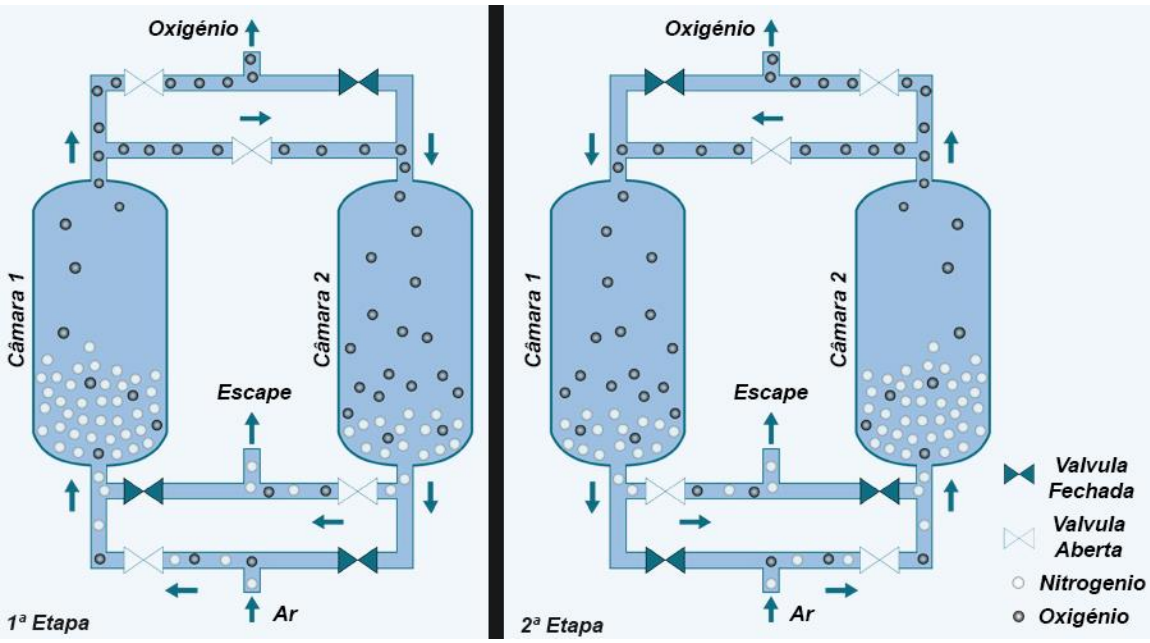


Figura 5 – Funcionamento alternada das câmaras num sistema PSA, adaptado de [9].

Direcionando agora para um concentrador de oxigénio em concreto, na Figura 6 pode-se ver a disposição dos componentes que tradicionalmente constituem um OC.

Neste caso, é usado um motor elétrico para aumentar a pressão do sistema a partir de um compressor.

Seguindo a imagem pode-se definir o percurso realizado pelo ar ao longo do processo, este começa por ser aspirado do ambiente passando logo pelo compressor que eleva a pressão até cerca de 2,4 bar. Antes de iniciar o processo PSA, o ar é sujeito a um tratamento, composto usualmente por secagem, para evitar humidade nos adsorsores de forma a não os danificar. Outro componente mostrado na Figura 6 é um tanque de compensação que serve para atenuar as variações de pressão e caudal provocadas pelo compressor. De seguida passa pela unidade de separação de gases que constitui o ciclo de Skarstrom descrito acima. Por fim, sendo apenas oxigénio, passa por um acumulador, uma válvula reguladora de pressão e outra de caudal. Estas servem para proteger e regular a dosagem de oxigénio adequada a cada paciente.

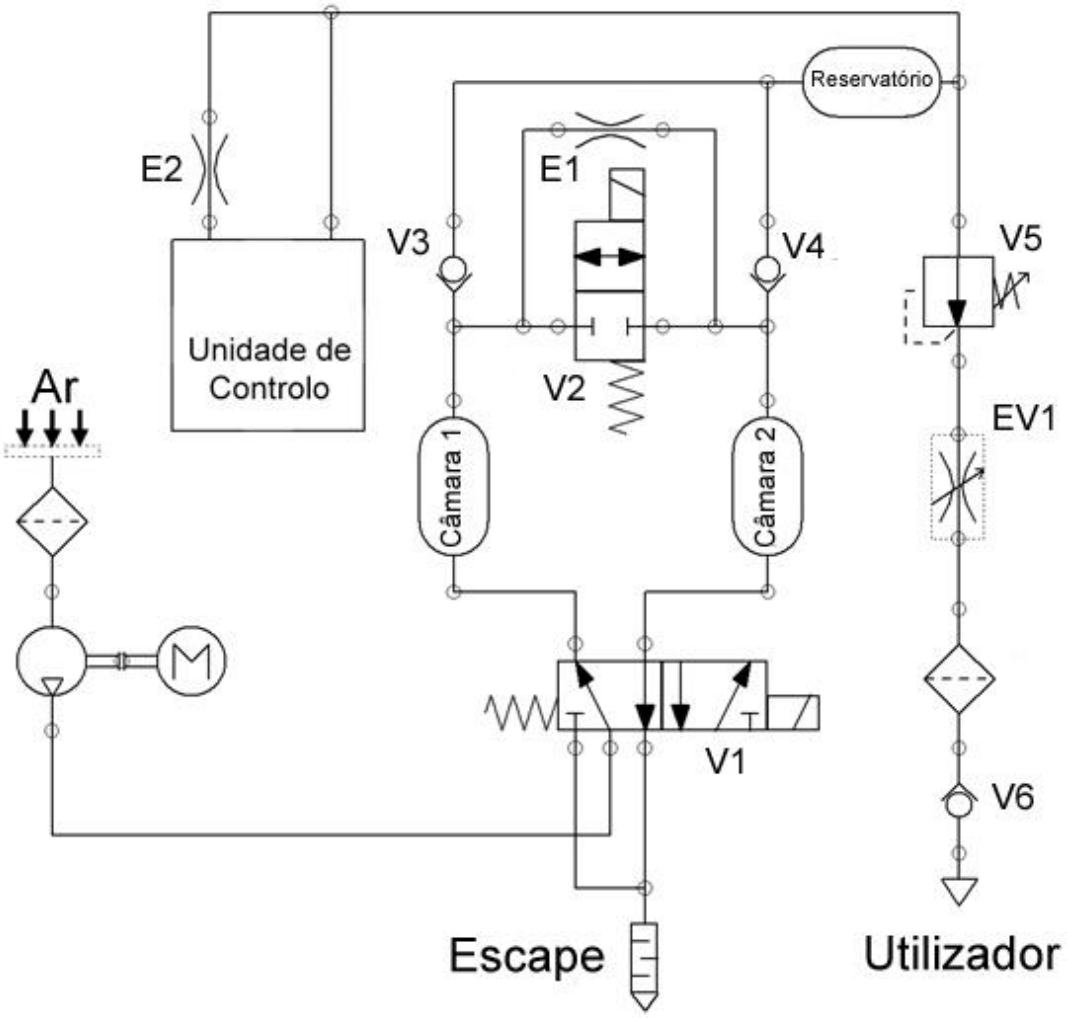


Figura 6 - Esquema típico de um concentrador de oxigénio.

2.1.3. Presente e futuro

A nível do processo tecnológico não tem havido grandes inovações, sendo as únicas melhorias feitas a nível de componentes usados.

O objetivo do seu desenvolvimento tem-se focado essencialmente em diminuir o atravacamento do concentrador de modo a aumentar o conforto dos utilizadores. Isto levou ao recente desenvolvimento de concentradores portáteis que usam o mesmo princípio de funcionamento e tecnologia. Já foram realizados estudos em que se concluiu que o uso destes concentradores na prescrição de tratamentos é equivalente ao uso de concentradores estacionários, ou oxigénio líquido.

Outro problema na utilização destes equipamentos em deslocações aéreas, são as leis que tradicionalmente tendiam a considerar o uso de equipamentos de oxigénio pressurizados um risco elevado para a segurança dos aviões. Com o desenvolvimento dos concentradores portáteis os pacientes conseguem viajar com mais autonomia, dependendo apenas da duração das baterias o que consequentemente permitiu o uso destes equipamentos em aviões e outros

meios de transporte. Desde 2009 que a FAA (Federal Aviation Administration) estabeleceu determinados requisitos mínimos para que um concentrador de oxigénio seja permitido nos aviões a nível mundial, dando assim mais um passo na autonomia de pessoas dependentes de administração suplementar de oxigénio [10].

2.2. Outras Tecnologias

2.2.1. Destilação do ar

A destilação do ar é um processo criogénico de separação de ar mais usado mundialmente a nível industrial. Nesta tecnologia, ao contrário dos sistemas PSA a mistura não precisa ser unicamente de gases, o que permite uma maior facilidade de implementação. Esta tecnologia tem como principal requisito que os elementos constituintes da mistura tenham diferentes volatilidades de tal forma que tenham pontos de pressão e/ou temperatura, de alteração da sua fase diferentes [6, 11].

De acordo com a revista *Forbes* o processo de destilação já remonta pelo menos ao século I. Já no século XI era usado como método de fabrico de bebidas alcoólicas em Itália. Nesta época tratava-se apenas de um processo de pequena dimensão, que era basicamente o que atualmente é lecionado nas aulas de física e química no ensino secundário. Este consiste num processo de vaporação e condensação, como mostrado na Figura 7, em linha com o que foi referido [6].

A respeito do esquema da Figura 7, a mistura líquida era colocada num vaso sujeito a aquecimento. À medida que a temperatura aumentava, uma parte do líquido começava a evaporar-se, o vapor passava do vaso para a câmara, ou condensador, onde era arrefecida por fora através da troca de calor com água que corria continuamente [6].

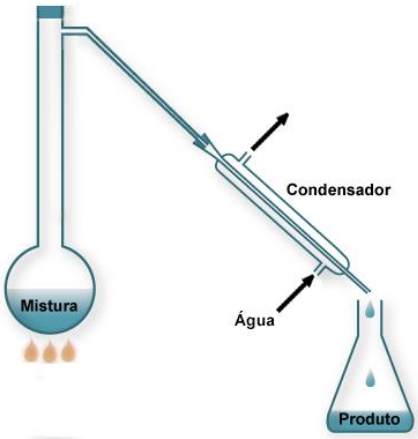


Figura 7 - Esquema de exemplificação do processo base da destilação, adaptado de [12].

No século XVI começaram a ser implementados vários estágios de destilação, mesmo sendo simples ainda, permitia obter produtos com pureza muito elevada.

No ano de 1895 o alemão Carl Von Linde criou experimentalmente, pela primeira vez, um processo contínuo de liquidificação de ar. Teve como base a refrigeração pelo efeito de Joule-Thomson, conseguindo diminuir a temperatura de um gás através de uma expansão adiabática, trocando calor em permutadores de escoamento contracorrente. Este marco permitiu o surgimento, em 1902, da primeira estação de separação de ar que conseguia a produção de até 5 kg/h de oxigénio, Figura 8, impulsionando assim o desenvolvimento da indústria criogénica [2, 13].

Figura 8 - Primeira máquina de produção de oxigénio [2].

Atualmente o processo usual de separação do ar é bastante complexo principalmente devido à introdução de múltiplas colunas de destilação e ao início da separação do árgon que também implica a introdução de uma nova coluna de separação (*Crude Argon Column*), isto com o objetivo de aumentar a eficiência do processo [11].

No Anexo A é apresentado um esquema exemplificativo de uma estação de separação de ar usada atualmente.

Esta é constituída essencialmente por 6 etapas distintas, sendo elas:

1. Compressão e filtragem do ar admitido [2];
2. Arrefecimento do ar através de um permutador de calor com desperdício de nitrogénio vindo da etapa de separação e também purificação do ar eliminando dióxido de carbono, vapor de água e outros elementos solúveis no ar [2];
3. Arrefecimento do ar até próximo da temperatura de liquidificação através de um permutador de escoamento montado em contracorrente, novamente usando nitrogénio vindo da etapa de separação do ar [2, 14];
4. Liquidificação do ar através da pressurização seguido de arrefecimento, num permutador de alta pressão. Simultaneamente nitrogénio e oxigénio puro pressurizados, provenientes da etapa de separação são aquecidos à temperatura ambiente no permutador e expulsos para armazenamento [2, 14];
5. Nesta etapa ocorre a separação propriamente dita. Primeiramente o ar líquido é sujeito a uma pré-separação no interior da coluna de alta pressão de onde se obtém líquido rico em oxigénio no fundo da coluna e nitrogénio (gás) puro no topo da coluna. O nitrogénio puro é então liquidificado num condensador, ou *boiler*, contra o oxigénio em processo de ebulição presente no fundo da coluna de baixa pressão. Por fim, na coluna de baixa pressão, o líquido rico em oxigénio é separado em oxigénio puro, acumulado no fundo da coluna; e os resíduos ou desperdícios de nitrogénio, no topo, ambos no estado líquido [2, 14];
6. Nesta etapa é retirado árgon do líquido rico em oxigénio proveniente da coluna de baixa pressão e bombeado novamente para esta de modo a retirar o restante nitrogénio

presente. Esta etapa tem de ser supervisionada, pois caso haja a presença de uma percentagem elevada de nitrogénio no líquido admitido não será feita uma separação eficiente do árgon [2, 14].

2.2.2. Eletrólise da água

Outro processo de obtenção de oxigénio é a eletrólise da água que permite dividir a água em hidrogénio e oxigénio de acordo com a equação 2.1 [6].

$$H_2O_{(l)} \rightarrow H_{2(g)} + \frac{1}{2} O_{2(g)} \tag{2.1}$$

Esta reação foi efetuada pela primeira vez em 1800 pelos ingleses William Nicholson e Anthony Carlisle. Apenas alguns meses depois conseguiu-se recolher separadamente o hidrogénio e o oxigénio, este marco no desenvolvimento da tecnologia foi conseguido pelo alemão Johann Ritter [15].

Em 1834 foram descobertas as leis da eletrólise, equações 2.1 e 2.2, por Michael Faraday. Estas leis possibilitaram o estabelecimento das relações entre a quantidade de eletricidade (carga elétrica) que passa pelo elétrodo (q) e a massa das substâncias envolventes na eletrólise (m) [15].

$$m = k_e * q \tag{2.2}$$

$$V_{teor.} = \frac{k_e * I * t}{\rho} \tag{2.3}$$

Onde, k_e [kg/C] é a equivalente eletroquímica, $V_{teor,}$ [m^3] é o volume de gás envolvido, I [A] é a corrente total, t [s] é o tempo e ρ [kg/m^3] é a massa volúmica do gás.

Nos seus primeiros anos de existência o processo de eletrólise consistia essencialmente na passagem de uma corrente entre dois elétrodos mergulhados em água. Os elétrodos eram usualmente feitos de metais inertes, como por exemplo aço inoxidável ou platina. À medida que a corrente passava pela água originava a produção de oxigénio, junto ao ânodo (elétrodo positivo) e ao cátodo (elétrodo negativo), Figura 9 [6].

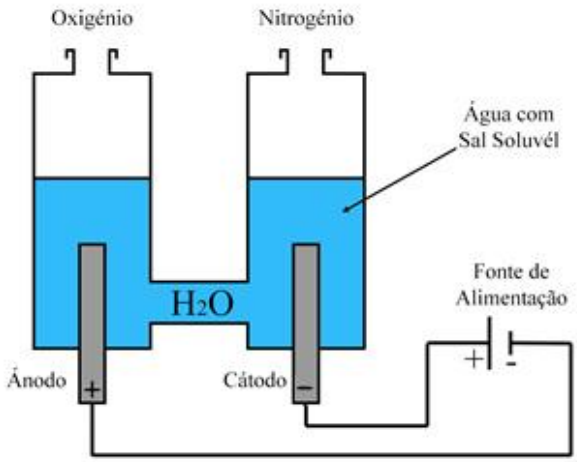


Figura 9 - Principio base de funcionamento da eletrólise da água.

Só cerca de um século após a descoberta deste processo é que se deu início ao desenvolvimento da eletrólise a nível industrial. Em 1902 já existiam mais de 400 estações de eletrólise em funcionamento em todo mundo. Estas eram situadas apenas em locais com energia hídrica abundante e barata devido à quantidade de energia consumida pelo processo [15].
Este processo é agora usado principalmente na indústria para a obtenção de hidrogénio devido a existirem atualmente outras tecnologias mais eficientes para a obtenção de oxigénio. Com a tecnologia atual, os módulos de eletrólise usados, Figura 10, e pressões de funcionamento da ordem de 25 bar, conseguem produzir oxigénio com pureza de 99,5 % e hidrogénio com pureza de 99,9 % [6, 15].

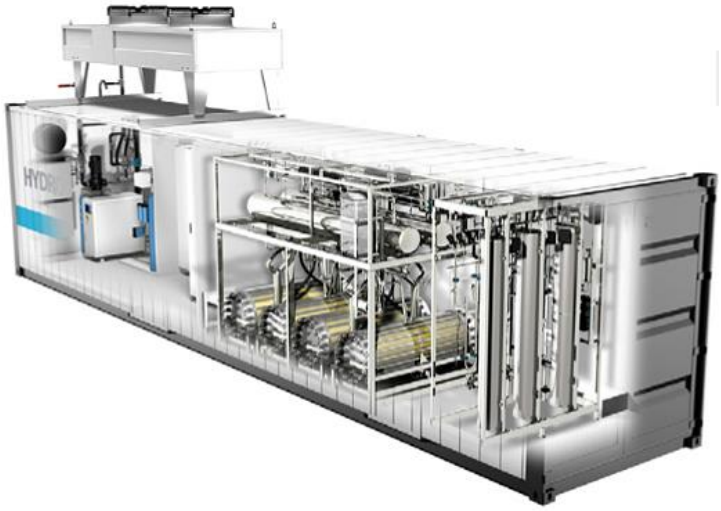


Figura 10 - Ilustração de um equipamento de eletrólise [15].

Atualmente o processo já está desenvolvido em termos de fiabilidade e eficiência, mantendo contudo o mesmo princípio. São usados dois elétrodos metálicos, como habitualmente, que são imersos em duas soluções distintas ou eletrólitos, KOH no ânodo e NaOH no cátodo. Como mostra a Figura 11, para separar as soluções é usado um material normalmente poroso e impermeável ao eletrólito. Neste processo apenas é consumida água que tem de ser gradualmente inserida nos eletrólitos de maneira a mante-los em concentrações ideais [6, 15].

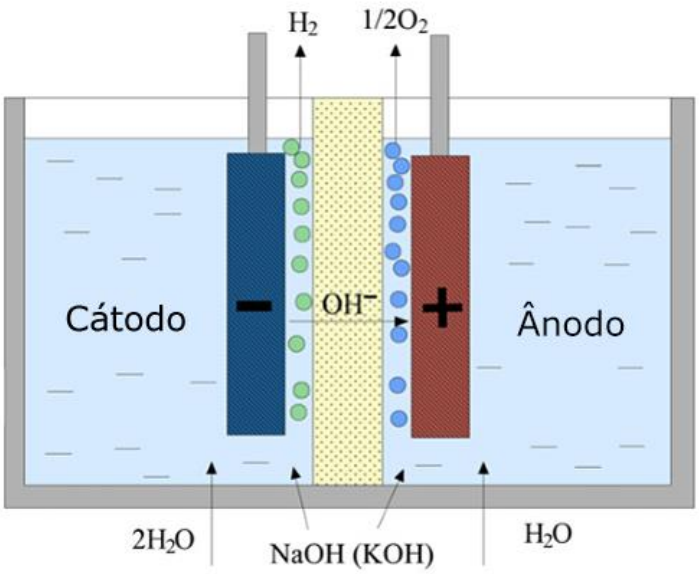


Figura 11 – Esquema ilustrativo do processo usual de eletrólise, adaptado de [15].

2.3. Discussão

Em termos de comparação das tecnologias mais usadas na produção de oxigénio, podemos ver no gráfico, Figura 12, a posição que cada um tem em termos de pureza de oxigénio e caudal. Analisando o gráfico, atendendo que os requisitos da oxigenoterapia são a elevada pureza do oxigénio debitado e caudais até 10 L/min, de imediato percebe-se que a tecnologia mais indicada para o uso doméstico em termos de características técnicas é o oxigénio líquido, por norma armazenado em garrafas ou botijas. Como já referido anteriormente, este equipamento possui duas debilidades, a primeira é a fonte de oxigénio devido ao compromisso que tem de existir entre a autonomia e a liberdade de movimento do paciente e, em segundo, como consequência da primeira o facto de ter que se encher a botija depois do uso.

A obtenção de oxigénio a partir de processos criogénicos, apresentado como 3 na Figura 12 não é adequado para uso doméstico em pacientes que necessitem de oxigenoterapia, pois apesar de permitir uma pureza elevada, para que seja rentável, tem uma gama de caudal de oxigénio muito acima do indicado para os tratamentos, mais de 10 L/min.

Indicado como 4 na Figura 12 estão os processos por membranas, estes processos estão ainda em desenvolvimento e têm vindo a ser intercalados com os processos já existentes de modo a aumentar a sua eficiência, este método está fora de questão para esta aplicação, pois mesmo tendo o caudal adequado não consegue produzir oxigénio com pureza suficiente para o uso na área médica.

Por fim, apresentado como 2 na Figura 12, estão os ciclos PSA que como se verifica conseguem ter características de pureza e caudal idênticas ao oxigénio líquido. Complementando estas características, os concentradores de oxigénio conseguem dar uma grande autonomia aos utilizadores quer em casa quer fora, com o uso dos concentradores portáteis.

A eletrólise da água não surge neste gráfico pois não é usual para a produção de oxigénio devido ao elevado consumo energético para a produção de baixos caudais.

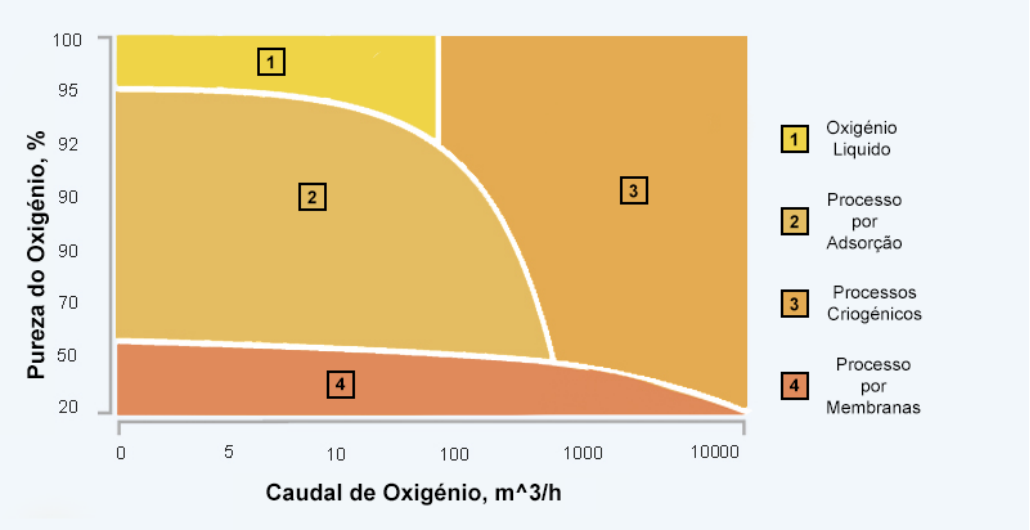


Figura 12 – Comparação entre os diferentes processos de obtenção de oxigénio, adaptado de [3].

Capítulo 3

3. Solução Proposta

Neste capítulo irão ser apresentados todos os componentes escolhidos para a realização do protótipo. Vão ser também mencionados alguns produtos equivalentes existentes no mercado, as suas principais diferenças e o porquê da escolha de certos componentes.

3.1. Escolha da fonte de oxigénio

Como ponto de partida estudou-se a fonte de oxigénio a usar neste projeto, tendo em conta diferentes aspetos, em especial: o económico e os requisitos definidos, no início e ao longo da dissertação.

Na Tabela 1 podemos ver as duas principais fontes de oxigénio usadas na oxigenoterapia, são elas os concentradores de oxigénio e o oxigénio líquido. São também mencionados os principais aspetos que as diferenciam.

Tabela 1 - Diferentes fontes de oxigénio existentes.

	Concentradores Portáteis	**Concentradores estacionários**	**Oxigénio líquido**
Mobilidade	Total	Condicionada	Condicionada
Tipo de fluxo	Pulsado	Pulsado/contínuo	Pulsado/contínuo
Nível de fluxo	Baixo	Baixo	Alto
Peso	< 3,2 [kg]	> 3,2 [kg]	> 3,2 [kg]
Transporte	Ombro/mão	Carrinho/fixo	Ombro/mão

Logo desde o início do projeto foi descartado o uso das garrafas de oxigénio líquido, Figura 13. As garrafas têm a vantagem de ser muito versáteis em termos de caudal de administração de oxigénio e de sistemas de regulação de caudal. Em contrapartida, a capacidade da garrafa limita o seu uso, ou são grandes e pesadas sendo inviável movimentá-las, ou são pequenas para fácil transporte e não oferecem grande autonomia.

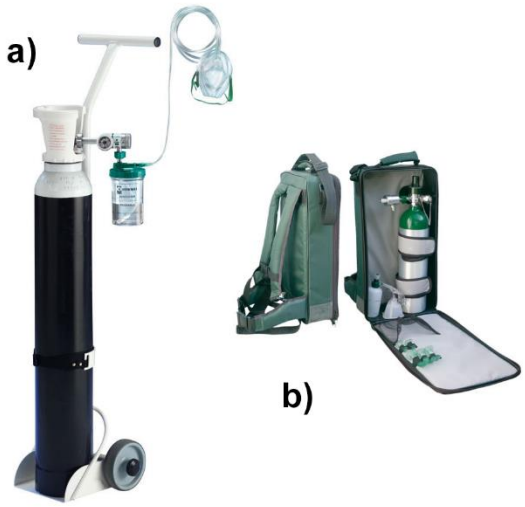


Figura 13 – Garrafa de oxigénio estacionária (a) e portátil (b).

Outro aspeto negativo do oxigénio líquido para uso doméstico, é o facto de as garrafas terem de ser sistematicamente recarregadas ou trocadas, procedimento que pode ter custos elevados se pensarmos que parte dos pacientes moram em casas de difícil acesso, por exemplo apartamentos sem elevadores, ou no interior do país fora das cidades.

Apesar do oxigénio líquido ser ainda a solução mais usada a nível mundial, optou-se por partir logo para os concentradores pois são equipamentos que estão a ganhar posição no mercado e usam tecnologias inovadoras que permitem melhorar o quotidiano dos doentes. Os concentradores de oxigénio têm como principal vantagem necessitarem apenas de uma fonte de energia elétrica para produzir oxigénio. Quando se pensa em zonas com acesso difícil esta possibilidade torna-se muitas vezes a única solução para obter oxigénio, não só para uso doméstico mas também para hospitais.

3.1.1. Escolha do concentrador de oxigénio

Depois de um estudo inicial sobre concentradores de oxigénio, verificou-se que existem dois tipos de produtos, concentradores estacionários e portáteis, já mencionados na Tabela 1. Como o nome indica, os estacionários são feitos para serem usados em casa ou em espaços que não sejam necessárias grandes movimentações.

Os concentradores portáteis são equipamentos relativamente recentes. Estes são mais compactos, em média do tamanho de uma mochila pequena, e existem com diferentes *designs*, para usar ao ombro, tipo carteira, ou nas costas. Estes são normalmente alimentados por uma bateria que pode ser carregada quer em casa numa tomada, no carro, ou noutro meio de transporte que possua uma saída de 12V.

Na Figura 14 pode ver-se uma pequena comparação entre estes dois tipos de concentradores.

Figura 14 - Concentrador portátil (a) e estacionário (b) [16].

Existe também no mercado uma mistura dos dois últimos tipos apresentados, este consiste num concentrador transportável, ou por outras palavras um equipamento estacionário com um carrinho de transporte. Esta solução combina as vantagens dos dois, conseguir proporcionar uma boa mobilidade obtida com um OC portátil e os caudais e fluxo de um estacionário.

Na Figura 15 pode-se ver um exemplo de um concentrador transportável, disponibilizado pela empresa Invacare: Pode-se também evidenciar que apesar de conseguir um bom compromisso entre os dois tipos de OC mencionados anteriormente, não consegue ser tão discreto para um utilizador quando não está em casa como um concentrador portátil, aspeto importante para alguns pacientes.

Figura 15 - Concentrado transportável SOLO2 da Invacare [16].

Como o objetivo desta dissertação é criar um protótipo funcional, e o projeto em que está inserida, AAL4ALL, que tem como finalidade o desenvolvimento de dispositivos para os idosos e pessoas com limitações no seu dia-a-dia em casa, optou-se então por um OC estacionário. Para além disso também facilita o estudo dos componentes do equipamento e a

sobreposição do hardware a implementar, visto que este tipo de concentradores são facilmente desmontáveis e com boa acessibilidade às placas eletrónicas devido a não serem tão compactos.

Definido o tipo de OC a adquirir, foi realizado um estudo do mercado referente a estes tipos de equipamentos.

Tendo em conta os requisitos definidos e a tipologia de concentrador estacionário foi definido um equipamento com capacidade de 5 L/min, esta capacidade está relacionada com o caudal máximo que o equipamento consegue debitar sem perder as capacidades funcionais, neste caso a pureza do oxigénio debitado.

Após uma primeira procura, foram selecionados quatro concentradores idênticos, em termos de características e preço, que se enquadram dentro dos parâmetros estabelecidos. Na Tabela 2 estão apresentados os aspetos mais relevantes dos equipamentos selecionados.

Tabela 2 - Comparação entre diferentes concentradores de oxigénio [17].

	Perfect O2	**DeVilbiss Compact Concentrator**	**VisionAire V**	**Everflow**
Fabricante	Invacare	DeVilbiss	AirStep	Philips
Preço (+IVA)	650€	540€	680€	900€
Capacidade	0,5 – 5 [L]	1 – 5 [L]	1 – 5 [L]	0.5 – 5 [L]
Peso	18,1 [kg]	16,3 [kg]	13,6 [kg]	14,1 [kg]
Gama de pureza de O_2	87 – 95,6 %	90 – 96 %	97 – 95,6 %	90 – 96 %
Nível de ruído	39,5 dB	48 dB	---	---
Consumo energético	300 [W]	312 [W]	350 [W]	290 [W]

Na Figura 16 é possível ver os quatro concentradores, respetivamente, apresentados na Tabela 2, de salientar a sua semelhança, tanto em termos de aspeto como de desempenho.

Figura 16 – Aspeto dos quatro concentradores estudados (Invacare, DeVilbiss, AirStep, Philips).

O concentrador da Philips foi excluído quase de início devido principalmente à diferença de preço, de cerca de 33 % mais caro do que a média dos três restantes. O concentrador da AirStep foi excluído devido à pouca informação técnica disponibilizada pelo fabricante. A escolha ficou

assim reduzida entre o concentrador da Invacare e da DeVilbiss, apesar do preço apelativo do segundo optou-se pelo primeiro (Perfect O_2, da Invacare) por dois motivos que não as características técnicas. A primeira foi o facto da empresa Invacare estar bem implementada no mercado português e a segunda, o fato da empresa ter uma distribuidora no Porto, próximo da faculdade, que permitiu um contato pessoal e a obtenção de mais informação sobre o equipamento, como o circuito eletrónico e pneumático.

3.2. Estudo dos componentes do concentrador Perfect O_2

Após a escolha e compra do concentrador Perfect O_2 da Invacare, passou-se ao estudo do hardware do equipamento para perceber melhor o seu funcionamento e que sensores será possível usar no desenvolvimento do protótipo.

Como esperado, por ser um modelo pouco compacto, após a remoção da proteção exterior foi possível identificar a maioria dos componentes que constituem um sistema PSA típico como mostrado na Figura 17.

Figura 17 – Vistas exterior e interior do concentrador Perfect O_2 [16].

Após a análise do equipamento conseguiu-se identificar o circuito realizado pelo ar, idêntico a qualquer um dos ciclos PSA demonstrados no capítulo 2.

No Anexo B está apresentado um esquema ilustrativo, deste equipamento em particular, para facilitar posteriormente a compreensão do funcionamento do concentrador e onde fazer a melhor leitura e controlo dos diferentes componentes.

3.2.1. Circuito realizado pelo ar no concentrador de oxigénio

Analisando o equipamento e o esquema apresentado anteriormente na Figura 6, podemos separar o caminho realizado pelo ar ambiente desde que entra até que sai do concentrador em três zonas distintas, em primeiro lugar o tratamento e compressão do ar atmosférico, em segundo o ciclo PSA que faz a separação dos gases, e por fim a distribuição da mistura rica em oxigénio para o paciente.

3.2.1.1. Tratamento e compressão do ar ambiente

Começando pela entrada do ar no concentrador, são apresentados na Figura 18 os dois filtros existentes na admissão. O primeiro está do lado esquerdo e é essencialmente usado para evitar que partículas relativamente grandes, como por exemplo poeiras ou cabelos, entrem no sistema. Este tem uma densidade de 20 poros por polegada e pode ser limpo em casa com um aspirador.

Do lado direito da Figura 18 vemos o segundo filtro, este remove partículas até um mícron e convém trocar de tempos a tempos pois é o componente que protege o paciente, o zeólito o compressor.

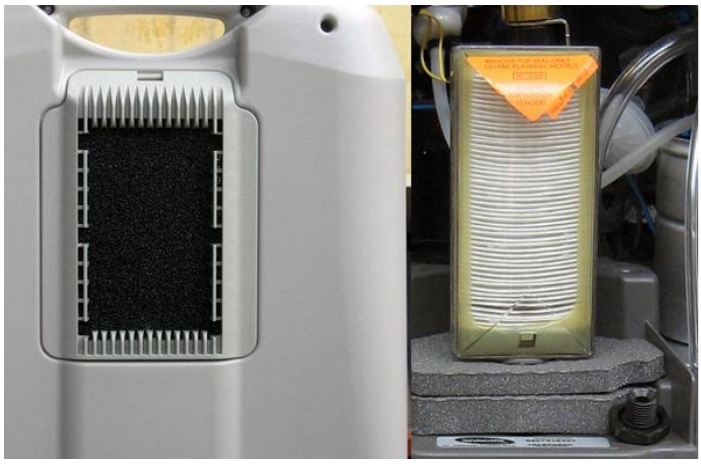


Figura 18 - Filtros de entrada de ar do concentrador.

Antes do compressor, este equipamento possui ainda outro componente a realçar, um silenciador como mostrado na Figura 19, para reduzir os ruídos provenientes da compressão do ar, permitindo assim, por exemplo, o uso do equipamento durante a noite enquanto o paciente dorme.

Figura 19 - Silenciador do concentrador Perfect O_2.

Chegamos então ao compressor do equipamento, apresentado na Figura 20, este componente tem como única função comprimir o ar para pressões elevadas, cerca de 241 kPa, de modo a

que seja possível o ciclo PSA funcionar devidamente. Ainda na Figura 20 é possível identificar o permutador de calor, por cima do compressor, que tem como função arrefecer o ar (que aquece quando comprimido), ajudando ainda na secagem do ar antes de entrar nas câmaras de adsorção.

Figura 20 - Compressor e permutador de calor do concentrador Perfect O_2.

3.2.1.2. Ciclo PSA

Esta etapa começa com uma válvula de 5 vias apresentada na Figura 21, à esquerda, que é atuada eletricamente por um solenoide. À direita pode-se ver um esquema exemplificativo da construção da válvula feito no software Pneusim Pro 3.0.5.

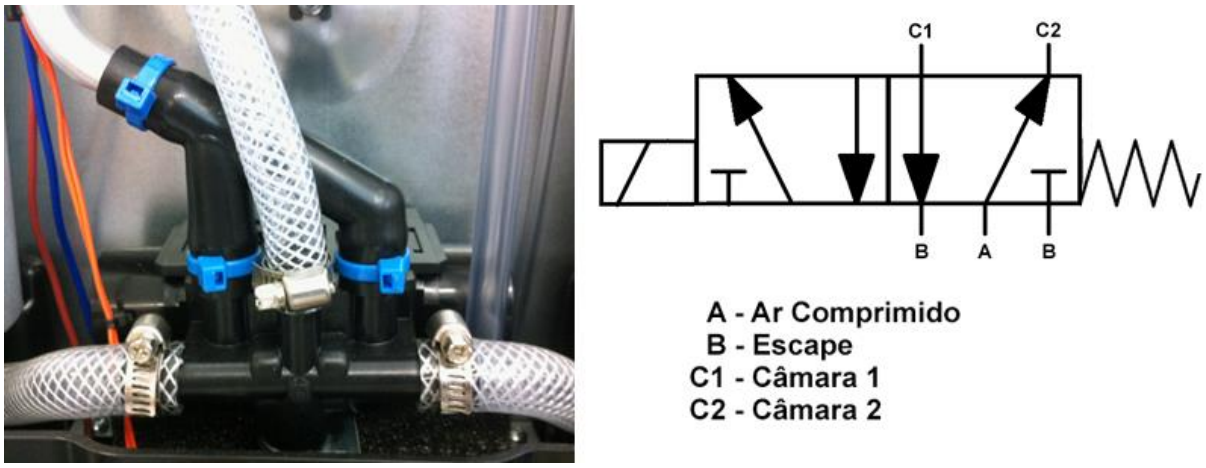


Figura 21 - Válvula direcional do concentrador Perfect O_2.

A função desta válvula é direcionar o ar alternadamente para cada uma das câmaras de adsorção, apresentadas na Figura 22, como foi explicado no capítulo 2.1.

Figura 22 - Câmaras de adsorção do concentrador Perfect O_2.

Outra função da válvula mencionada é também direcionar os gases indesejados para o escape como se pode ver na Figura 23. Este componente, para além de expulsar os gases para a atmosfera, possui também como função a insonorização da descompressão do ar quando este é libertado.

Figura 23 - Sistema de escape de gases do concentrador Perfect O_2.

Ainda dentro do ciclo PSA, temos a válvula de equalização de pressões que, como mencionado mais detalhadamente no capítulo 2.1, tem como função igualar as pressões entre as duas câmaras de adsorção e ajudar na limpeza do mesmo. Na Figura 24, à esquerda, pode-se ver a válvula usada no equipamento e à direita um esquema da construção da válvula feita também com o software Pneusim Pro 3.0.5.

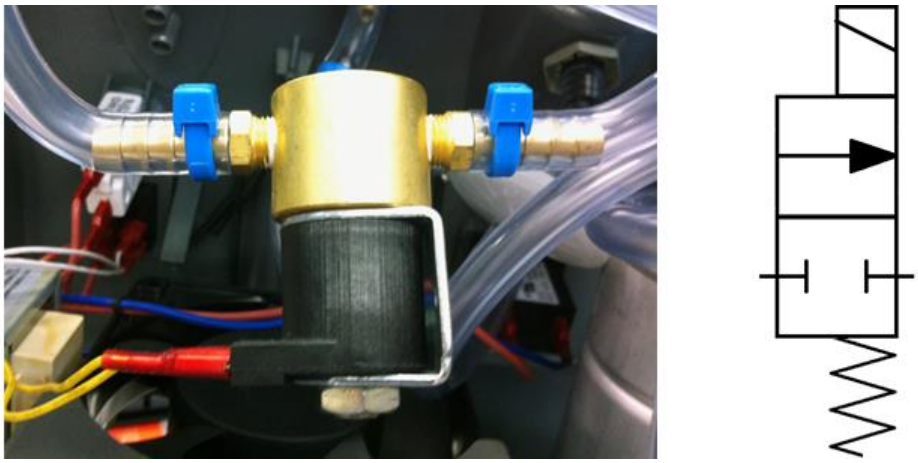


Figura 24 - Válvula de equalização de pressão do concentrador Perfect O_2.

3.2.1.3. Distribuição para o utilizador

Por fim vem a etapa de distribuição do oxigénio de pureza elevada para o paciente. Esta fase tem como objetivo regular o caudal e pressão do oxigénio de forma a estar adequado e seguro para utilização. Na Figura 25 é mostrado um reservatório para armazenamento que também serve para eliminar pequenas oscilações de caudal ou pressão que possam existir devido às duas etapas anteriores. Neste componente também está incorporada uma válvula reguladora de pressão para proteção do paciente, daí estar colocada dentro do equipamento.

Figura 25 - Detalhe do reservatório do concentrador Perfect O_2.

Antes do bocal de saída de oxigénio, ainda existe uma válvula estranguladora de caudal que é ajustada manualmente pelo paciente de acordo com a prescrição dada pelo médico e que pode avaliar no caudalímetro mecânico, Figura 26.

Figura 26 - Válvula estranguladora e caudalímetro, à esquerda e bocal de saída de oxigénio, à direita.

3.2.2. Componentes eletrónicos do concentrador.

Passando agora aos componentes eletrónicos, serão referidos apenas os que interferem diretamente com o funcionamento do equipamento. Estes são o compressor, as válvulas direcionais que controlam o ciclo PSA e a placa eletrónica do OC, onde é feito o controlo e estão inseridos dois sensores, um de pressão e outro de pureza de oxigénio. Antes de descrever sucintamente os diferentes componentes, é apresentado na Figura 27 um esquema que mostra as ligações que existem entre eles.

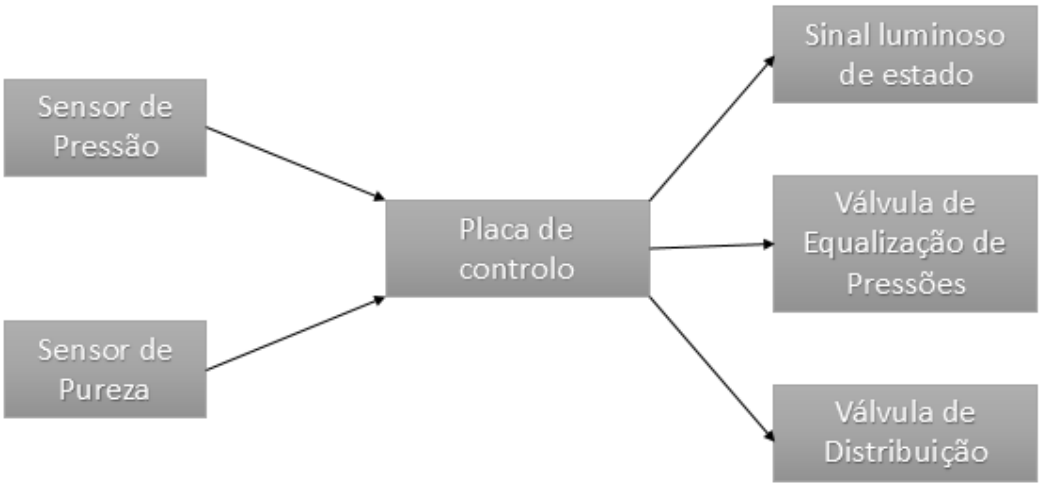


Figura 27 - Esquema ilustrativo das ligações e comunicações dos componentes eletrónicos.

Como é evidenciado na Figura 28, o concentrador de oxigénio possui um sinal luminoso de estado, ou seja mostra ao paciente se está em pleno funcionamento ou não. Este sinal consiste em 3 LEDs que descrevem três estados diferentes, pleno funcionamento, VERDE, funcionamento condicionado mas ainda com capacidade de proporcionar o tratamento prescrito, AMARELO e por último avaria grave do equipamento, VERMELHO.

Figura 28 - Sistema luminoso de indicação de estado.

Passando agora para compressor, mencionado no capítulo 3.2.1.2, este é acionado por um motor AC monofásico de indução e é auxiliado no momento de arranque por um condensador. O compressor é o modelo 2662CHI39 da marca THOMAS. Por regulação da velocidade do motor que aciona o compressor será possível efetuar o controlo do caudal de oxigénio debitado pelo OC. Na Tabela 3 podem ser analisadas algumas das principais características do compressor. É de realçar também que o compressor já possui um sensor de temperatura para proteção do equipamento em caso de sobreaquecimento [18].

Tabela 3 - Características principais do compressor [19].

Tensão nominal	220 [V] (50 [Hz])
Caudal máximo	113,3 [l/min]
Pressão máxima de funcionamento	3,1 [bar]
Corrente à pressão máxima de funcionamento	2,5 [A]
Potência à pressão máxima de funcionamento	523 [W]
Velocidade a pressão máxima	1409 [rpm]
Proteção térmica	120 [°C]
Peso	7,8 [kg]

Referenciando novamente as duas electroválvulas, existentes no concentrador, estas desempenham diferentes funções, como mencionado no subcapítulo anterior. Apesar de terem construções diferentes, as duas são atuadas por meio de um solenoide comandado pela placa de controlo e retornam à sua posição inicial por meio de uma mola, são por isso mono-estáveis.

Por fim temos a placa eletrónica que faz o comando e aquisição de sinais provenientes dos diferentes sensores do equipamento. A Figura 29 mostra uma foto da mesma, onde se podem

evidenciar os dois transdutores existentes, um de pureza de oxigénio (em cima) e um de pressão (em baixo). Estes sensores recebem o ar diretamente do tanque de armazenamento.

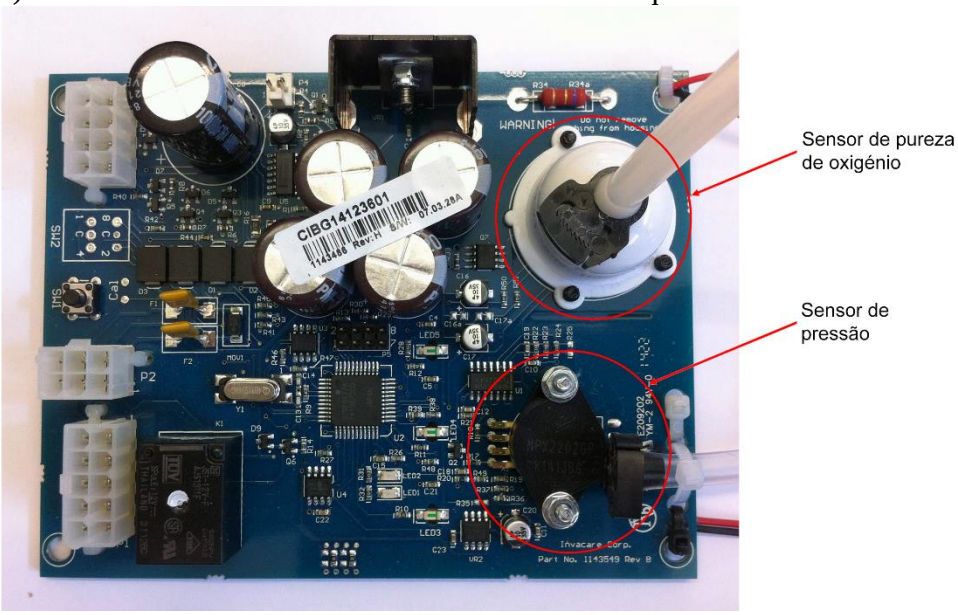


Figura 29 - Placa de controlo do concentrador Perfect O_2.

Faz-se agora uma breve referência aos dois sensores existentes no concentrador Perfect O_2 visto terem um papel importante na construção do protótipo.

O sensor de pressão diferencial é um MPX2202GP da empresa Freescale, Figura 30.

Figura 30 - Sensor de pressão.

Na Tabela 4 estão apresentados as características mais relevantes do sensor de pressão.

Tabela 4 - Características do transdutor de pressão [20].

Alimentação	10 – 16 [V]
Gama de medição	0 – 200 [kPa]
Sensibilidade	0,2 [mV/kPa]

O transdutor de pureza de oxigénio é da empresa Fujikura Ltd. sendo a sua referência FCX-UWC, Figura 31.

Figura 31 - Sensor de pureza de oxigénio do concentrador Perfect O_2.

Na Tabela 5 são apresentadas algumas das principais características deste transdutor.

Tabela 5 - Características do transdutor de pureza de oxigénio do concentrador Perfect O2.

Gama de medição	0,1 – 95%
Sinal de saída	8 ~20µA
Exatidão	+/-0,5% O_2

Este sensor tem como princípio de funcionamento o método de corrente limite usando eletrólitos de zircónica sólidos. Este método usa a capacidade que o oxigénio tem de penetrar no eletrólito uma vez que este seja aquecido. Após penetração do oxigénio, ao aplicar uma tensão nos elétrodos o oxigénio vai-se mover no sentido do polo negativo para o positivo deixando as partículas de zircónica. Aumentando esta tensão até um certo valor a corrente irá aumentar até ao valor limite de corrente (IL1) como mostrado na Figura 32. Este valor é proporcional à concentração de oxigénio [21].

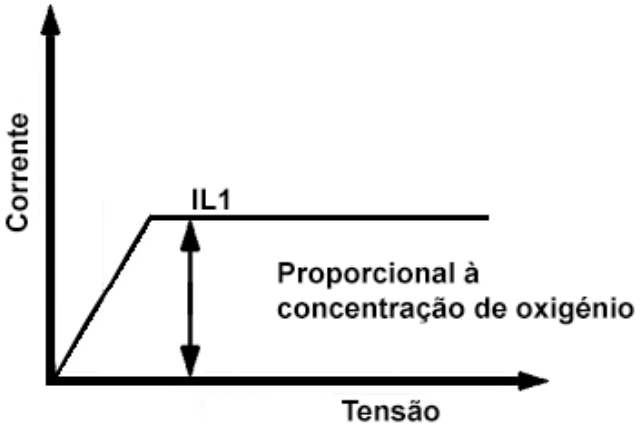


Figura 32 - Gráfico Tensão/Corrente característico do transdutor de pureza de oxigénio, adaptado de [21].

3.3. Parâmetros a monitorizar e controlar

Neste subcapítulo vão ser apresentados todos os parâmetros que vão ser monitorizados e quais deles vão ser controlados. Estes aspetos foram definidos de diferentes maneiras, alguns foram propostos por colaboradores do laboratório L003 da área médica que estão já familiarizados com o equipamento e outros foram estipulados do lado da engenharia para obtenção de dados mais específicos sobre o correto funcionamento do equipamento.

Começando pelo que é mais distintivo e único em relação aos equipamentos existentes no mercado, a medição da saturação de oxigénio e sinais vitais do utilizador. Estão sinais vão ser adquiridos por um oxímetro de pulso que vai ser apresentado mais à frente.

Também será feita uma monitorização da temperatura interior do equipamento, este sinal em conjunto com o feedback obtido pelo oxímetro vai garantir que o paciente está a cumprir com o tratamento. Este objetivo foi proposto visto que a entidade médica que prescreve o tratamento não tem qualquer forma de garantir se este está a ser corretamente seguido, ou não.

Para além da temperatura interior do protótipo, será feita também a monitorização tanto da temperatura exterior como da humidade do ar, parâmetro que afeta diretamente o funcionamento do concentrador visto que os adsorsores perdem capacidade de funcionamento ao estarem em contacto com água.

Também vão ser adquiridos dois sinais que já são obtidos pelo equipamento, estes são a pressão e pureza de oxigénio debitados para o utilizador, como já foi referido anteriormente.

O único parâmetro a controlar será a velocidade do compressor, com o objetivo de alterar o caudal debitado função do tratamento prescrito. Atualmente a velocidade do motor é constante e assim o caudal gerado também. Deste modo o utilizador ao regular o débito no concentrador está na verdade a definir a quantidade de O_2 que é enviado ao paciente *versus* aquela que é enviada diretamente para a atmosfera, aumentando desnecessariamente o consumo.

Por último vai ser medido também o consumo energético do protótipo final. Esta informação em conjunto com a de pureza de oxigénio vai ser utilizada para fazer uma análise posterior sobre as consequências da variação da velocidade do compressor.

3.4. Unidade de controlo

Neste subcapítulo será apresentada a solução escolhida para a unidade de controlo a ser implementada no protótipo.

Inicialmente pensou-se usar um PLC e o software LabView da National Instruments para efetuar a programação. Rapidamente se concluiu que esta hipótese seria inviável devido ao elevado custo dos PLC-s e ao seu tamanho face ao pouco espaço disponível. Procurou-se então um dispositivo significativamente mais económico, pequeno e com capacidade de suportar diferentes tipos de comunicação. A solução encontrada foi o Arduino. A vantagem desta solução é ser *open* hardware e *open* software e também existirem no mercado inúmeros módulos que permitem ao utilizador uma infinidade de capacidades para controlar ou monitorizar qualquer aparelho. No caso deste projeto, como já foi mencionado anteriormente, o protótipo terá a capacidade de comunicar através de dois tipos de comunicação diferentes: via Wi-Fi, para troca de dados entre o OC e a entidade médica de supervisão do tratamento, e via GSM para envio de mensagens escritas em caso de alguma falha técnica.

Tendo estes aspetos em conta, optou-se por usar um Arduino UNO, como placa mãe de controlo, com dois módulos, ou Shields como se evidencia na Figura 33. Um dos módulos será para comunicação Wi-Fi que também tem a possibilidade de gravar os dados num cartão de memória Micro SD e outro para comunicação GSM, que como foi dito vai permitir o envio de SMS para outros telemóveis.

Figura 33 - Arduino UNO, Sheild WiFi e Sheild GSM respetivamente [22].

Para o funcionamento da unidade de controlo foi necessário adquirir uma fonte de alimentação. De acordo com o fabricante, o Arduino pode ser alimentado por uma fonte de tensão entre os 5V e os 12V, visto que este já contém um regulador de tensão [22]. Optou-se assim pelo ACW024A-12T da Iomega. Esta fonte irá alimentar não só o Arduino e respetivos módulos, mas também o sensor de corrente, que será mencionado mais adiante. Na Tabela 6 são apresentadas as características mais relevantes da fonte de tensão.

Tabela 6 - Características da Fonte de tensão.

Entrada	100 – 230 [VAC] @ 50 – 60 [Hz]
Saída	12 [VDC] / 2 [A]

Capítulo 4

4. Desenvolvimento do protótipo

Neste capítulo vai ser abordado o desenvolvimento do protótipo, desde o estudo e implementação dos diferentes componentes escolhidos, aos principais contratempos e validação do equipamento final.

Na Figura 34 é apresentado um esquema representativo de todas as ligações que irão constituir o protótipo final. As comunicações identificadas por uma seta preta são feitas por ligação física, enquanto as representadas a traço interrompido azul são por ligação sem fios, através da comunicação GSM, no caso do envio de SMS, e Wi-Fi no caso da comunicação com um computador.

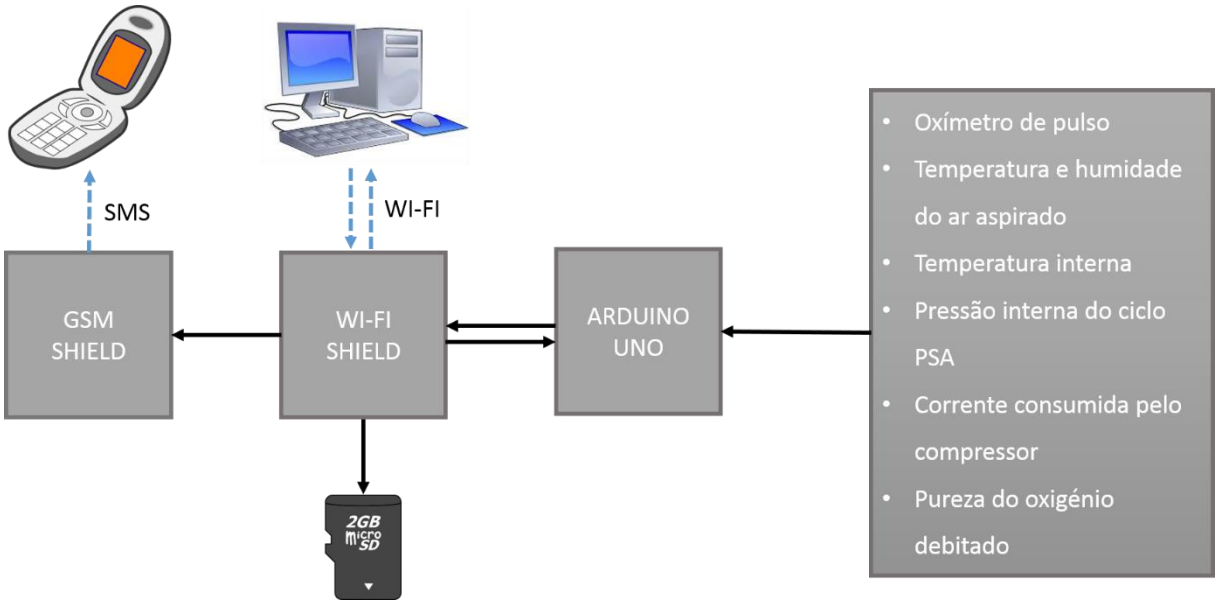


Figura 34 - Esquema ilustrativo das comunicações existentes na unidade de monitorização.

4.1. Implementação do hardware escolhido

Ao longo do projeto foram sendo implementados diferentes componentes, estes foram todos desenvolvidos independentemente, ou seja, programou-se e testou-se cada componente em separado, e só no final se montou o programa final com a monitorização de todos os componentes e interligações entre eles.

4.1.1. Sensor de pressão

Para monitorizar a pressão interna debitada pelo equipamento usou-se o transdutor de pressão já existente no concentrador Perfect O_2. A partir da *datasheet* do transdutor identificaram-se quais os pinos necessários para a correta aquisição do sinal.

O sinal de saída do sensor é referenciado com uma sensibilidade de 0,2 mV/kPa. Assim implementou-se um amplificador de instrumentação para amplificar a saída.

O amplificador escolhido foi o INA122P da BURR-BROWN. Na Figura 35 é apresentado o respetivo circuito e também as equações que permitem calcular o ganho (G) adequado para este caso.

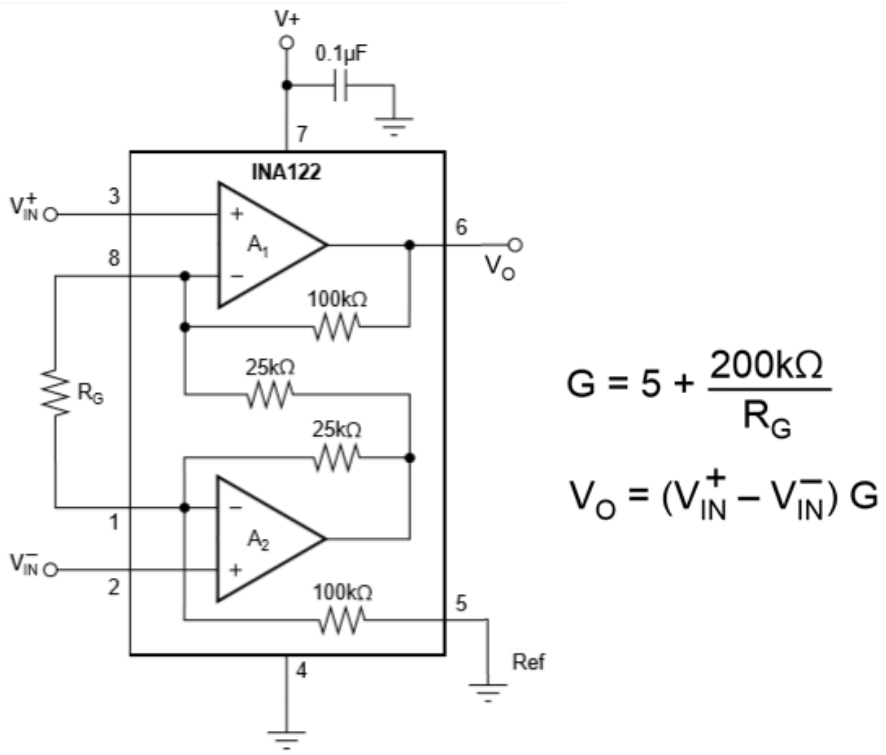


Figura 35 - Amplificador de instrumentação INA122P [23].

Optou-se por este amplificador dado que é possível alterar o ganho de acordo com o pretendido usando apenas uma resistência exterior. Sabendo que o Arduino lê uma tensão entre 0 e 5V e que o valor máximo esperado de pressão é de 241 kPa, calculou-se o ganho (G) necessário para obter uma boa medição. Sabendo a sensibilidade do sensor calculou-se inicialmente a tensão diferencial máxima esperada (V_{max}),

$$V_{máx} = 241[kPa] * 0{,}2\left[\frac{mV}{kPa}\right] = 48{,}2[mV] \tag{4.1}$$

Tendo as tensões de entrada e saída desejadas, calculou-se o ganho necessário,

$$G = \frac{5[V]}{48{,}2[mV]} = 104 \tag{4.2}$$

Com o ganho é possível calcular a resistência necessária para ajustar o amplificador,

$$R_G = \frac{200}{104 - 5} = 2{,}0\ k\Omega \tag{4.3}$$

Como nesta gama de valores de resistência o ganho é inversamente proporcional ao valor da resistência, escolheu-se uma resistência de 2 kΩ como segurança para evitar a saturação da entrada do Arduino. Tendo isto definido implementou-se o circuito apresentado na Figura 36 para leitura da pressão interna do concentrador de oxigénio.

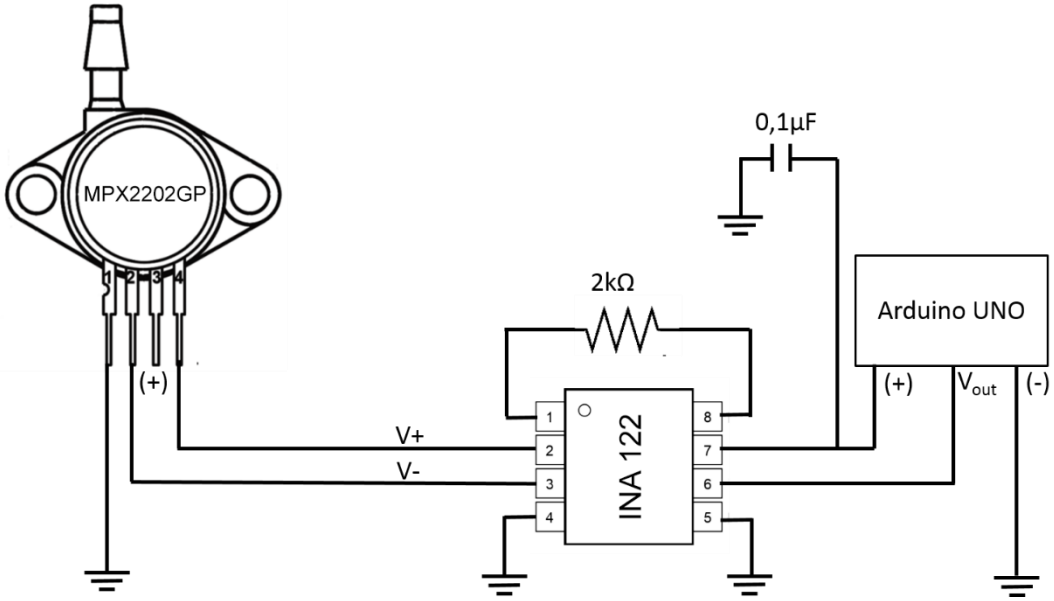


Figura 36 - Esquema de ligação do sensor de pressão.

4.1.2. Sensor de temperatura interior

Para a monitorização da temperatura interna do OC, optou-se por usar o sensor LM35 da TEXAS INSTRUMENTS visto a sua gama de medição estar dentro do pretendido, ter uma boa exatidão para esta aplicação (erro de +/- 0,5 ºC) e também possuir um sinal de saída analógico bastante linear, Figura 37.

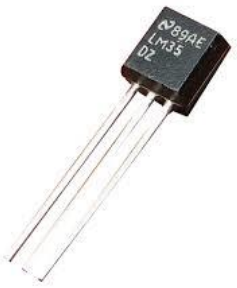


Figura 37 - Sensor de temperatura LM35

Na Tabela 7 são mencionadas algumas das principais características deste sensor.

Tabela 7 - Características do sensor LM35 [24, 25].

Alimentação	4 – 30 [V]
Linearidade	10 [mV/ºC]
Exatidão	+/- 0,5 [ºC] a 25 [ºC]
Gama de medição	-55 ~ 150 [ºC]

O objetivo da medição de temperatura é por um lado saber se o equipamento está em uso, e por outro lado monitorizar o estado do compressor. Na Figura 38, à esquerda, é apresentado o sensor já com os componentes para o seu condicionamento de sinal e também, à direita, a localização do mesmo.

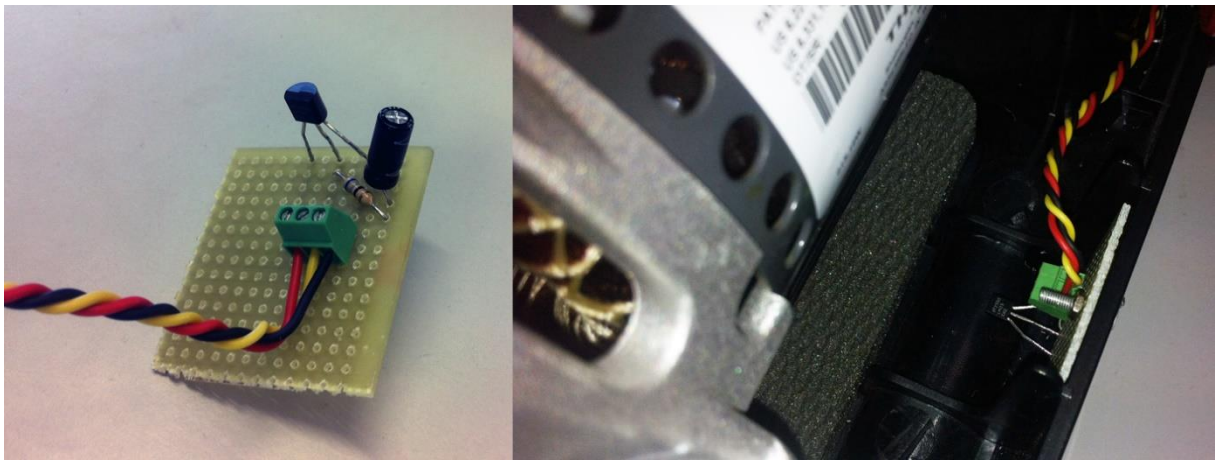


Figura 38 - Transdutor de temperatura e sua localização.

De modo a minimizar o ruido eletrónico do sinal do sensor, foi implementado o circuito apresentado na Figura 39, de acordo com a *datasheet* do sensor de temperatura. Este circuito consiste num filtro passa baixo.

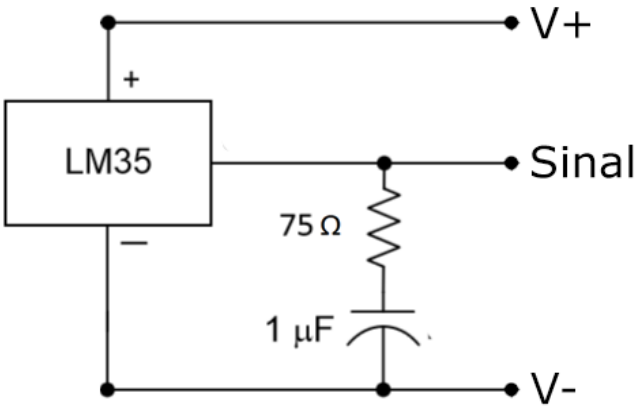


Figura 39 - Esquema da implementação do sensor de temperatura interior.

4.1.2.1. Teste do sensor de temperatura interna

Visto este sensor estar no interior do protótipo, optou-se primeiro por testar fora com a temperatura ambiente usando um termopar como referencia. O equipamento usado foi um termómetro digital da Longacre, modelo 50620, que tem um termopar como ponta de prova. Foram efetuadas três medições em alturas distintas do dia. Analisando os valores obtidos pode-se concluir que a diferença média em relação ao termopar é de apenas 0,6 %.

Colocou-se o sensor no local definido anteriormente e com o concentrador totalmente montado efetuaram-se sete medições. Apesar do fabricante indicar que o equipamento se encontra em pleno funcionamento após estar ligado 30 minutos decidiu-se prolongar as medições até a temperatura interna se estabilizar o que ocorreu entre os 40 e 45 minutos.

Para avaliar o equipamento como um optou-se por usar a câmara termográfica FLIR i7. Na Tabela 8 é apresentada a temperatura medida e na Figura 40 as imagens obtidas.

Tabela 8 - Temperatura do concentrador, medida com a camara termográfica.

Tempo [min]	**0**	**5**	**15**	**25**	**30**	**35**	**40**
Temperatura [ºC]	~24,0	~28,8	~35,0	~37,5	~37,9	~38,8	~39,0

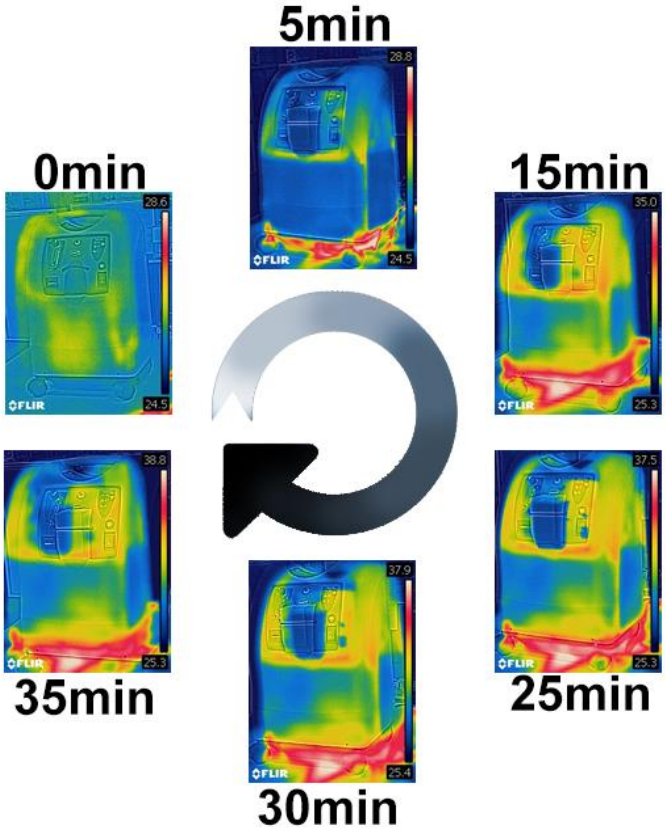


Figura 40- Temperatura do concentrador, medida com a camara termográfica Flir i7.

Analisando os resultados obtidos pelos dois métodos de medição, pode-se concluir pelo correto funcionamento do sensor, sendo a diferença máxima obtida de 2%.

4.1.3. Sensor de temperatura e humidade

Foi montado ainda um sensor no exterior do equipamento que permite medir a temperatura e a humidade do ar, parâmetros importantes no funcionamento de uma unidade PSA. O sensor escolhido foi o DHT22 da Aosong Electronics, Figura 41.

Figura 41 - Sensor DHT22 [25].

Na Tabela 9 são apresentados algumas das principais características do sensor relevantes para a sua implementação.

Tabela 9 - Características do sensor DHT22 [25].

	Temperatura	Humidade relativa
Alimentação	3,3 – 6 [V]	
Gama de medição	-40 ~80 [ºC]	0 – 100 %
Sensibilidade	0,1 [ºC]	0,1 %
Exatidão	+/-0,5 [ºC]	+/- 2 %
Repetibilidade	+/-0,2 [ºC]	+/- 1 %

Este sensor tem um output digital e, de acordo com o fabricante, necessita de uma resistência *pull-up* como é apresentado na Figura 42 do lado esquerdo. Esta resistência tem como função evitar flutuações nos valores adquiridos pelo Arduíno e também curto-circuitos no próprio sensor.

Este sensor foi colocado dentro da caixa de admissão de ar do concentrador de modo a obter dados do ar admitido, Figura 42.

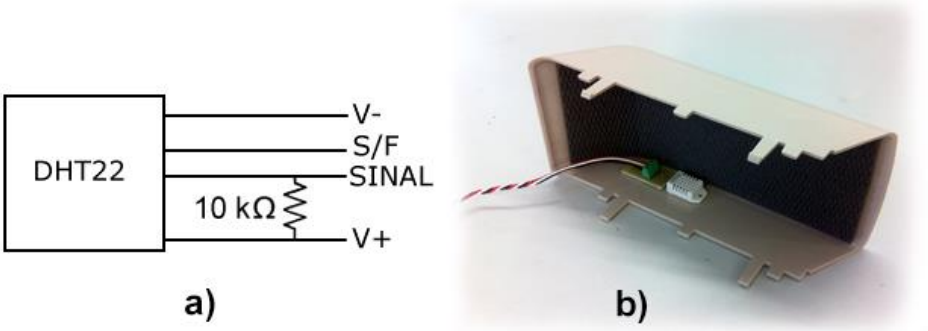


Figura 42 – Esquema de ligação (a) e localização do sensor DHT22 (b).

4.1.3.1. Teste sensor DHT

Para validar o sensor de temperatura exterior, usou-se novamente um termopar para fazer a medição da temperatura.

No sensor de humidade apenas foi verificado se o valor obtido está dentro do esperado, usando como referência valores facultados pelo centro Meteo Portugal.

4.1.4. Sensor de corrente

Implementou-se um sensor que possibilita medir a corrente consumida pelo compressor de maneira de a monitorizar e estudar as consequências das alterações implementadas no protótipo a nível de consumo de energia. O sensor escolhido para monitorizar a corrente consumida pelo motor do compressor, tendo em contas as características de consumo do mesmo, foi o HX 05-P/SP2 da LEM, Figura 43.

Figura 43 – Sensor de corrente [26].

Para alimentar o sensor usou-se a fonte de alimentação ACW024A-12T da Iomega que, como mencionado no Capitulo 3.4, também irá alimentar o Arduíno.

4.1.5. Sensor de pureza de oxigénio

Para a medição da pureza do oxigénio (concentração de O_2 à saída do equipamento) foi necessário adquirir um sensor, visto não ser possível usar o sensor existente no concentrador. O sensor escolhido foi o SENSOR (O2) - GROVE da SEEEDSTUDIO apresentado na Figura 44. Optou-se por este sensor por possui o condicionamento de sinal integrado.

Figura 44 - Sensor de concentração de oxigénio.

Na Tabela 10 estão indicados alguns parâmetros do sensor necessários para a sua correta implementação.

Tabela 10 - Características do sensor de pureza de oxigénio [27].

Gama de medição	0 – 25 [%Vol]
Sensibilidade	0.10 [mA / %Vol]
Temperatura de funcionamento	- 20 ~50 [ºC]

Este sensor apenas consegue ler valores até 25% de pureza de oxigénio, permitindo assim apenas dar informação se o equipamento está ou não em funcionamento, ou se existe alguma falha grave no sistema de concentração de oxigénio.

Para obter uma correta medição da pureza do oxigénio debitado pelo concentrador foi necessário desenhar e produzir um copo de modo a direcionar o ar rico em oxigénio para o sensor, Figura 45. A peça foi modelada no software SolidWorks e posteriormente feita numa impressora 3D em PLA.

Figura 45 - Modelação 3D do suporte do sensor de pureza de oxigénio.

4.1.6. Medição dos sinais do utilizador

Para obter os sinais do paciente que está sujeito ao tratamento optou-se por usar o Pulse Oximeter Module também da empresa Seeedstudio, Figura 46.

Escolheu-se este módulo pelo facto de já vir com o hardware necessário para o condicionamento de sinal e possuir um sinal de saída digital por porta série.

Figura 46 – Oxímetro de pulso da SEEDSTUDIO.

Apesar de este sensor possuir o módulo de condicionamento de sinal, no decorrer da implementação não foi possível uma comunicação adquada com o oxímetro pelo que se optou por usar apenas os sensores e desenvolver o condicionamento e aquisição de sinal.

A primeira tarefa para adquirir o sinal foi fazer o levantamento dos pinos de saída do oxímetro, visto não existir nenhuma *datasheet* específica deste módulo. No anexo C é apresentada a ficha de saída com a identificação dos pinos.

Na Figura 47 está o esquema de ligação do oxímetro ao Arduino, os pinos 1 a 7 estão apresentados de acordo com a legenda do Anexo B

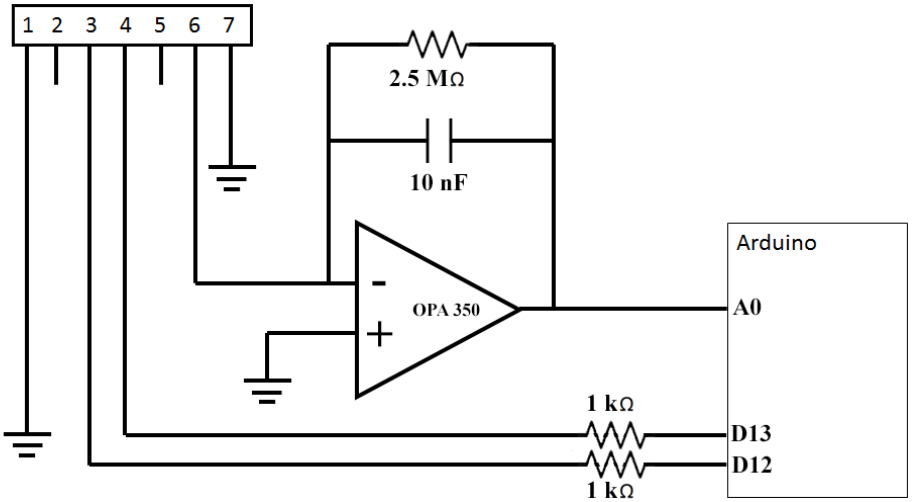


Figura 47 - Esquema de ligação do oxímetro ao Arduino.

4.1.6.1. Leitura da saturação de oxigénio arterial e pulsação

Neste subcapítulo vão ser apresentados os princípios da medição da saturação de oxigénio e pulsação de uma pessoa através de um oxímetro.

A medição destes parâmetros numa pessoa tem de ser obrigatoriamente feita numa zona periférica do corpo humano onde haja uma boa fluidez de sangue e que seja relativamente translucida de modo que possa ser atravessada por um feixe de luz. Assim, usualmente o oxímetro é colocada na orelha, num dedo na mão ou num pé, no caso de recém-nascidos, Figura 48. No caso deste projeto optou-se pelo oxímetro de dedo, para além de ser o tipo mais usado, permite uma colocação mais correta e fácil para um utilizador que não tenha apoio em casa [28].

Figura 48 - Exemplos de utilização de oxímetros.

No sangue existem dois tipos de hemoglobina, a funcional que tem a capacidade de se ligar ao oxigénio e a não funcional que não possui essa característica. Focando-nos na hemoglobina funcional, esta vai permitir obter a saturação de oxigénio do utilizador. Pode estar presente sob duas formas, a primeira acontece quando a hemoglobina está ligada a quatro, ou mais moléculas de oxigénio e denomina-se hemoglobina oxigenada (HbO_2) e a segunda tem o nome de hemoglobina desoxigenada (Hb) por não estar ligada [28].

A saturação de oxigénio arterial (SpO_2), calculado a partir da equação, equivale à percentagem de hemoglobina funcional arterial oxigenada presente no sangue. Apesar de ter a vantagem de conseguir uma medição não evasiva, este método está sujeito a alguns erros. Analisando a equação 4.1 pode-se identificar a primeira aproximação, da presença da hemoglobina funcional [28].

$$SpO_2 = \frac{HbO_2}{\mathrm{Hb}O_2 + Hb} \tag{4.1}$$

Uma das diferenças entre as hemoglobinas ricas e pobres em oxigénio é a sua capacidade em absorver luz, permitindo assim obter a concentração das duas. Para fazer esta medição usam-se essencialmente três componentes, dois LEDs, um que emite luz vermelha, outro que emite luz infravermelha e um detetor ótico. Em termos de comprimentos de onda dos feixes de luz, são usados 660 nm para a luz vermelha e 940 nm para a luz infravermelha, Figura 49. Se for usado um comprimento de onda mais pequeno na luz vermelha corre-se o risco de esta não penetrar o suficiente no dedo do utilizador e, no caso da luz infravermelha, se for usado um comprimento de onde maior o feixe pode ser fortemente absorvido pelo tecido do dedo [28].

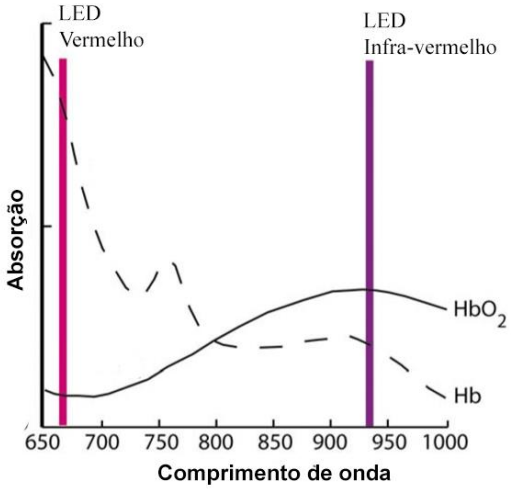


Figura 49 - Gráfico da absorção da Hb e HbO_2 em função do comprimento de onda do LED, adaptado de [28].

Estes componentes têm duas disposições possíveis, que vão definir o tipo de tecnologia usada. Os dois tipos de medição são por transmissão e por reflexão, tal como o nome indica e se pode ver na Figura 50. O de transmissão tem os LEDs e o detetor em lados opostos do dedo e os valores da HbO_2 e Hb são obtidos a partir da luz que passa enquanto no segundo os LEDs e o detetor estão do mesmo lado do dedo e as medições são feitas de acordo com a luz refletida pelo dedo.[28]

Figura 50 - Oxímetro de transmissão e reflexão respetivamente.

Outra característica destes sensores é que durante a medição os LEDs, vermelho e infravermelho, são lidos alternadamente visto que se tem apenas um detetor.

Ao fazer-se a leitura no dedo do utilizador vai haver diferentes partes a absorver luz, de tal modo que nem toda será absorvida pelo sangue arterial pulsante. Como é evidenciado na Figura 51, ao ler o sinal de resposta do oxímetro existem duas áreas distintas, uma constante (componente DC) que reflete a luz absorvida pelo sangue venoso (pobre em O_2), tecido e pele que constitui o dedo humano. A outra secção (componente AC) que se pode distinguir é a referente ao sangue arterial. Uma simples subtração do sinal permite obter a concentração de HbO_2 e Hb [28].

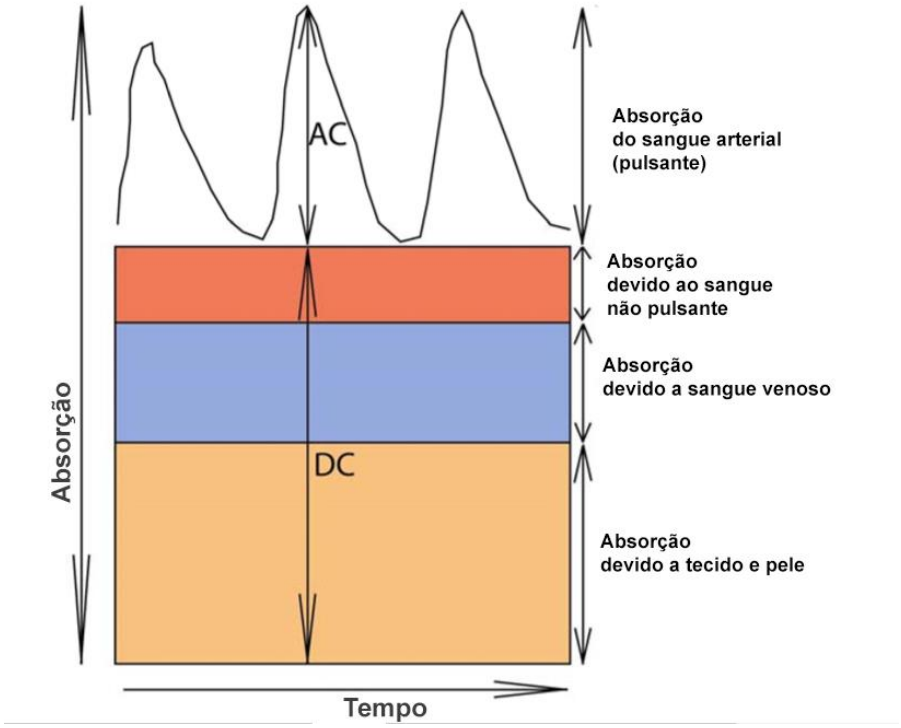


Figura 51 - Gráfico da absorção de luz em função do tempo, adaptado de [28].

Usando os valores obtidos para os dois emissores, vermelho e infravermelho, consegue-se calcular o valor R, rácio normalizado, a partir da equação 4.2.

$$R = \frac{\left(AC(660nm)/DC(660nm)\right)}{\left(AC(940nm)/DC(940nm)\right)} \tag{4.2}$$

Este valor é um rácio normalizado para o qual existem curvas empíricas, Figura 52, para obter diretamente a saturação de oxigénio.

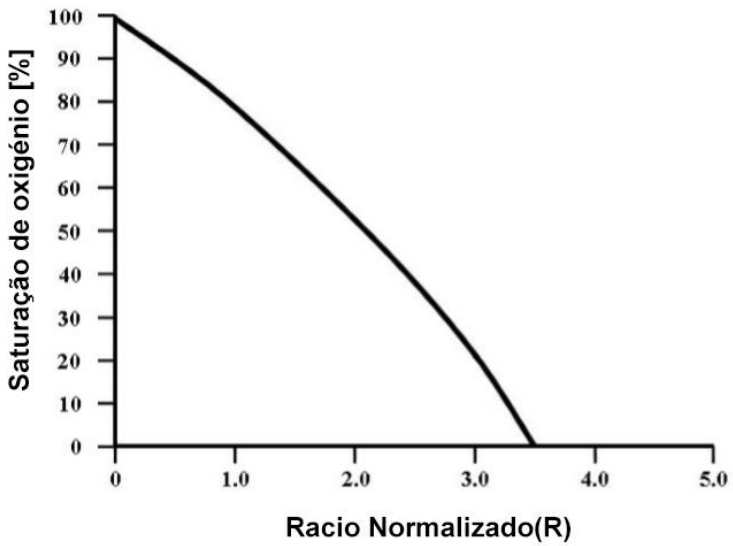


Figura 52 - Curva empírica que relaciona a saturação de oxigénio com o rácio normalizado, adaptado de [28].

Para ser possível fazer o cálculo deste valor com o Arduino fez-se a aproximação através da equação linear 4.3.

$$SpO_2 = 110 - 25 * R \tag{4.3}$$

4.1.6.2. Leitura da pulsação do utilizador

Aqui vão ser apresentados os principais pontos da medição dos sinais vitais de uma pessoa através de um oxímetro de pulso. Esta leitura tem como base a fotopletismografia, sistema bem conhecido para medição do batimento cardíaco. Este sistema tem como representação típica a onda mostrada na Figura 53, que representa a flutuação analógica do sinal lido pelo oxímetro de pulso.

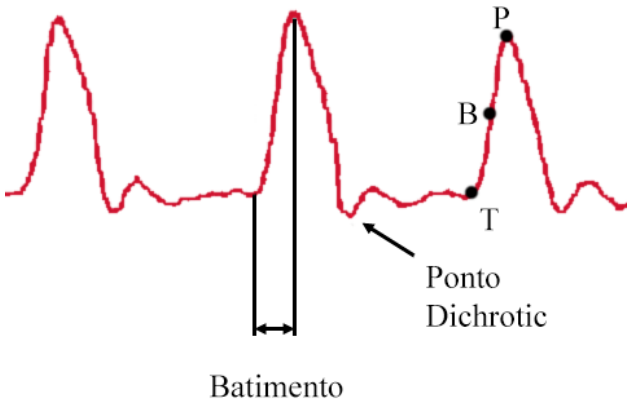


Figura 53 - Onda típica da monitorização cardíaca.

Sabendo a forma típica do sinal recebido é possível então calcular o intervalo entre batimentos e estimar posteriormente o batimento cardíaco. Existem varias opiniões acerta do ponto exato onde se dá o batimento, diferindo principalmente entre 25% e 50% da amplitude total entre os pontos T e P visíveis no gráfico da figura. Em norma estipula-se como referência o ponto a 50% da amplitude do sinal, ponto B.

4.1.7. Variação da velocidade do compressor

Um dos objetivos desta dissertação era variar a velocidade do compressor, cujo motor é monofásico de indução, descrito no capítulo 3.2.2. Foram estudadas duas soluções diferentes para cumprir este objetivo, contudo não foram implementadas.

A primeira seria a partir de um variador de velocidade. Os variadores de velocidade funcionam na realidade como variadores de frequência, alterando a frequência de alimentação do motor de forma a controlar assim a velocidade.

A escolha do variador correto implica a imposição de alguns requisitos importantes: número de fases de alimentação do variador; número de fase do motor a controlar; potência e corrente máxima do motor a controlar; tipo de comunicação.

A segunda solução é o uso de um relé de estado sólido, em comutação PWM. Esta solução, em relação à anterior torna-se muito mais barata e acessível. Nesta solução o controlo da velocidade do motor seria feita através da saída correspondente do Arduino.

A solução mais indicada em termos técnicos seria o variador de frequência, sendo um equipamento mais seguro e eficiente em termos de controlo. Em contrapartida estes componentes são em geral de grande dimensão, que para esta aplicação os torna inviáveis. Outra razão é o preço dos variadores de frequência para este tipo de motor ser significativo em relação ao preço do concentrador, cerca de 450 € [29]. Em termos práticos a solução a escolher seria então a relé de estado sólido, este componente em relação ao variador de frequência tem a vantagem de ter um tamanha bastante mais reduzido que possibilita coloca-lo dentro do concentrador. Esta solução não chegou a ser implementada principalmente por falta de tempo devido ao trabalho mais detalhado noutros componentes do protótipo final.

4.2. Modelação do suporte do conjunto de controlo

Para acoplar o conjunto Arduino, os dois Shields de Wi-Fi e GSM mais a eletrónica necessária para o funcionamento do protótipo, como se vê na Figura 54 foi feito um suporte para melhorar o aspeto final do protótipo e também para proteger os componentes eletrónicos.

Figura 54 - Módulo de controlo do protótipo.

Foi então modelada uma caixa no software SolidWorks e posteriormente impressa numa impressora 3D com o polímero PLA transparente, Figura 55 à esquerda. À direita pode-se ver a montagem final já com a unidade controlo dentro da caixa.

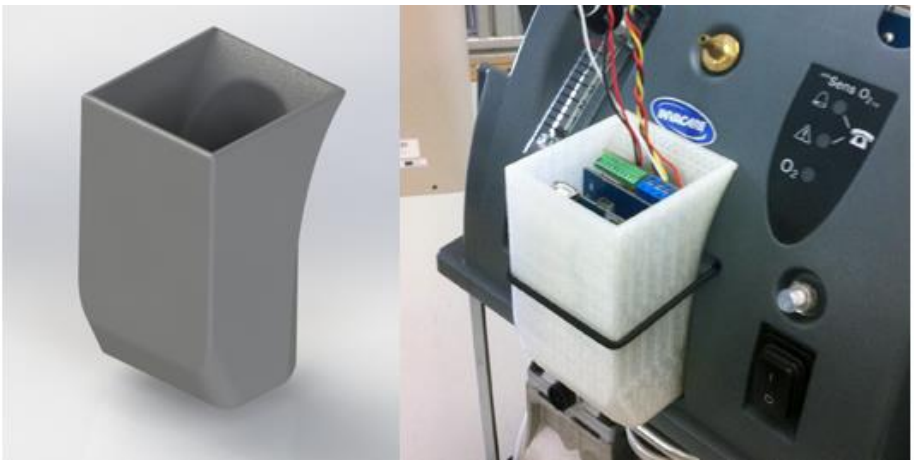


Figura 55 - Caixa de suporte da unidade de controlo. Modelo à esquerda e protótipo real à direita.

4.3. Sistema pulsante

Visto o concentrador possuir apenas a opção de débito contínuo, foi estudada a hipótese de implementar um sistema pulsante, ou seja uma válvula onde é possível ter um débito intermitente de acordo com a respiração do doente permitindo assim poupar significativamente o oxigénio usado.

Estudou-se um sistema pulsante usado uma garrafa de oxigénio também fornecido pela Invacare e apresentado na Figura 56.

Figura 56 - Sistema pulsante.

De acordo com o fabricante, Precision Medical, apresentam-se as características do sistema na Tabela 11.

Tabela 11 - Características do sistema pulsante [30].

Peso	0,279 [kg]
Pressão mínima de funcionamento	345 [kPa]
Pressão máxima de funcionamento	20684 [kPa]

Analisando as características conclui-se que existe uma incompatibilidade de hardware devido às pressões de funcionamento existentes, enquanto o concentrador trabalha com uma pressão de saída de 34,5 kPa, o sistema pulsante necessitaria de uma pressão mínima, para um correto funcionamento, de 10 vezes mais, 345 kPa.

4.4. Comunicação USB, GSM e Wi-Fi

Como foi referido no Capítulo 3 foram implementadas e testadas diferentes formas de comunicação no concentrador.

A primeira implementada foi a ligação cablada entre o Arduino e o computador via USB. Esta comunicação permitiu testar os diferentes sensores e verificar o seu funcionamento. Para aquisição da informação dada pelos sensores usou-se o software LabView que após programação, usando uma interface compatível com a plataforma Arduino, permitiu criar pequena monitorização do concentrador, Figura 57.

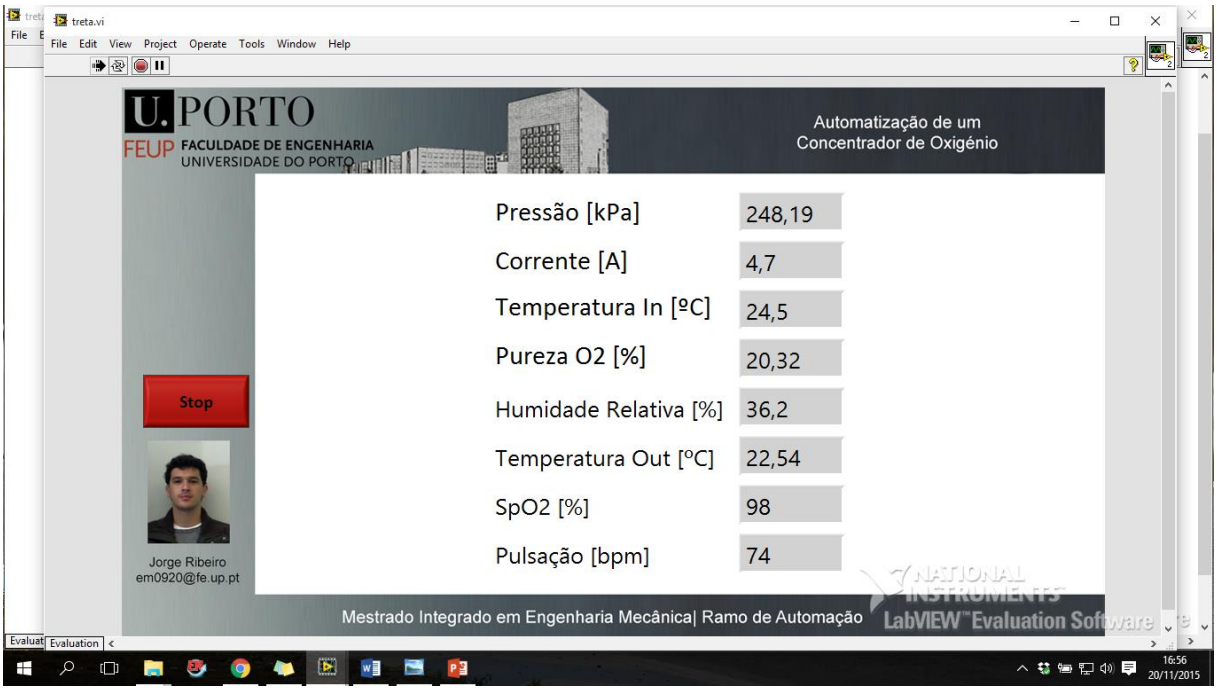


Figura 57 - Exemplo da comunicação via USB.

Após a validação dos diferentes sensores implementou-se a comunicação de dados por GSM na forma de mensagens SMS. Esta funcionalidade foi programada de forma a enviar uma mensagem escrita para um técnico em caso de avaria, ou leitura fora do esperado, de qualquer variável monitorizada que esteja diretamente ligada ao correto funcionamento do equipamento. As grandezas definidas como relevantes para definir se o OC está ou não a funcionar devidamente são: a concentração de oxigénio debitado pelo concentrador; a pressão gerada pelo concentrador; e a temperatura de funcionamento do OC.

Sempre que estes valores se situem fora das margens estipuladas, o módulo de comunicação irá enviar uma mensagem escrita a evidenciar uma avaria no equipamento, com a particularidade de indicar qual dos sensores disparou o alarme.

Outra informação necessária, é a identificação do equipamento, esta permite saber onde se situa o mesmo. Para identificar o OC pensou-se numa solução muito simples, sabendo que cada módulo GSM têm um número de identificação particular (IMEI), este permite identificar univocamente o equipamento.

Na Figura 58 mostra-se um exemplo da mensagem recebida pelo técnico, neste caso quando o sensor de oxigénio implementado no concentrador detetou que o valor está muito próximo do valor padrão de concentração de oxigénio no ar ambiente, abaixo dos 25 %Vol.

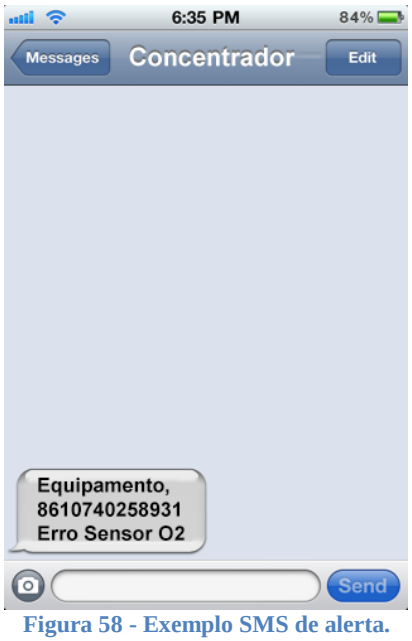


Figura 58 - Exemplo SMS de alerta.

Para a comunicação Wi-Fi foi feito o envio dos dados monitorizados do paciente para um servidor web. Este envio de dados apenas é ativado quando a temperatura interna do concentrador passa 5 ºC acima da temperatura ambiente, permitindo assim o concentrador estar em pleno funcionamento e monitorizar o tempo de tratamento do paciente.

Foi usado um servidor gratuito da Xively que permite tanto receber informação como enviar, caso seja necessário. A programação do microcontrolador para enviar os dados foi feita usando a biblioteca já existente deste servidor para o Arduino.[31]

Na Figura 59 mostra-se um exemplo dos dados recebidos, neste caso apenas a concentração de oxigénio em função do tempo.

Esta informação pode ser pública, de forma a qualquer pessoa poder aceder e usar os dados ou privada, limitado o acesso por de um *login*. Neste caso optou-se por considerar a informação pública, tornando mais acessível o teste de implementação através do *link*, *https://personal.xively.com/feeds/1631305751*.

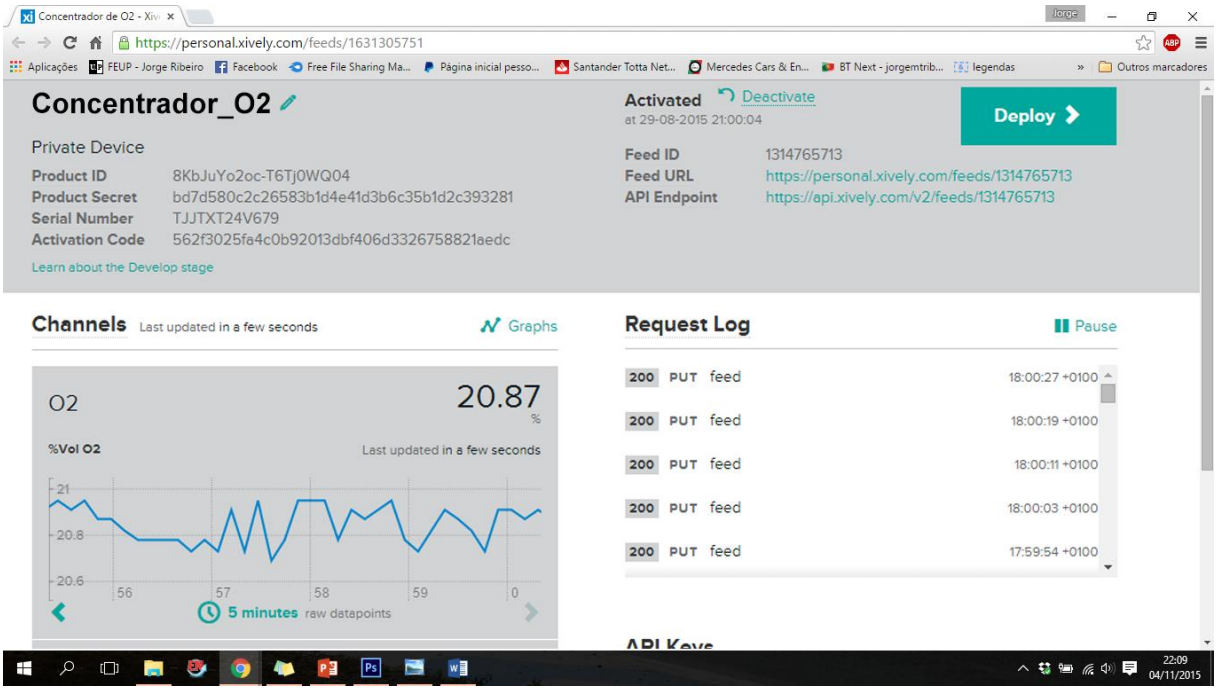


Figura 59 – Exemplo da comunicação Wi-Fi da concentração de O_2.

Capítulo 5

5. Considerações finais

5.1. Conclusão

O projeto apresentado neste relatório teve como principais objetivos a monitorização remota de um concentrador de oxigénio para uso doméstico. O processo para atingir esta meta incluiu várias fases, começando pelo estudo das tecnologias de obtenção de oxigénio, em particular o ciclo PSA, seguido pelo estudo do mercado de oferta de concentradores e pelo estudo do equipamento e dos dados necessários para uma correta monitorização. Por fim foi feita a implementação dos componentes selecionados e respetivo teste e validação.

Para além dos conhecimentos adquiridos em termos tecnológicos mencionados anteriormente, este projeto também permitiu conhecer, ou melhorar, o conhecimento de diferentes softwares que foram usados durante o desenvolvimento do protótipo, como por exemplo (SolidWorks, LABVIEW, Arduino, Pneusim, Tera Term) e também a nível de conhecimento em eletrónica e condicionamento de sinal para conseguir obter os resultados esperados. A nível médico, ou de saúde em geral, também foram adquiridos conhecimentos novos, numa área em que nunca pensei envolver-me durante o meu percurso académico ou profissional e que despertou bastante interesse nas possibilidades existentes quando se junta a engenharia à medicina.

Quanto aos objetivos definidos inicialmente, atingiu-se o objetivo principal que é o de ter um protótipo funcional monitorizado remotamente, apesar de existirem algumas funcionalidades que foram estudadas mas não chegaram a ser implementadas no protótipo, em particular o controlo de velocidade do compressor.

A solução implementada teve um custo de aproximadamente 500€, descrito no Anexo C, constituído pelo microcontrolador, sensores e condicionamento de sinal. A placa de microcontrolador usada, da Arduino, mostrou ter sido a opção correta, devido ao baixo custo e espaço ocupado, bem como ao excelente suporte ao desenvolvimento disponível.

Em termos de resultados finais, conseguiu-se testar os diferentes sensores implementados validando os valores obtidos contra equipamentos existentes no laboratório.

Do ponto de vista de engenharia, este projeto permitiu desenvolver os conhecimentos adquiridos durante o meu percurso académico enquanto estudante de engenharia mecânica e também adquirir novos conhecimentos estudados noutros ramos da engenharia, mais precisamente eletrotécnica e química.

5.2. Trabalhos futuros

Quanto a desenvolvimentos futuros neste tema, sugeria a implementação do sistema de variação de velocidade e estudar as diferenças obtidas em termos de qualidade do ar debitado, ruído e pressão para diferentes velocidades do compressor.

O ruído continua a ser um ponto negativo destes equipamentos limitando o seu uso durante o sono para alguns utilizadores mais sensíveis. O concentrador Perfect O2, apesar de ser o mais silencioso dos equipamentos estudados, tem um nível de ruído de 39,5 dB enquanto o nível de ruído normal num quarto durante a noite é de apenas 30 dB [32].

Um sensor de caudal seria igualmente útil, de modo a prevenir falhas de operação e complementar a monitorização do concentrador.

Por fim gostaria que este trabalho permitisse posteriormente o desenvolvimento de um produto que pudesse ser vendido ao público e que melhorasse o quotidiano de doentes que necessitem de oxigenoterapia.

Referências

1. *Fundação Portuguesa do Pulmão*. 2015 08-01-2015]; Available from: http://www.fundacaoportuguesadopulmao.org/oxigenoterapia.html.
2. *Linde Healthcare*. 2015; Available from: http://www.linde-healthcare.pt/pt/.
3. Carreira, S., *Unidades de Geração de Oxigénio por PSA para uso medicinal-plano de implementação e certificação*. 2009, FEUP.
4. Friesen, R.M., *Oxygen concentrators: a primary oxygen supply source.* Canadian journal of Anaesthesia, 1999.
5. *Ambient Assited Living for All*. 2015; Available from: http://www.aal4all.org.
6. Seader, J.D. and E.J. Henley, *Separation Process Principles*. 2006.
7. Sircar, S., *Pressure Swing Adsorption.* Industrial & Engineering Chemistry Research, 2002. 41(6): p. 1389-1392.
8. Mendes, A.M.M., C.A.V. Costa, and A.r.E. Rodrigues, *Oxygen separation from air by PSA: modelling and experimental results: Part I: isothermal operation.* Separation and Purification Technology, 2001. 24(1–2): p. 173-188.
9. *GRASYS*. 2015 29/03/2015]; Available from: http://www.grasys.com/technologies/adsorption/.
10. *Federal Aviation Administration*. 2015 06/07/2015]; Available from: https://www.faa.gov/about/initiatives/cabin_safety/portable_oxygen/.
11. van der Ham, L.V. and S. Kjelstrup, *Exergy analysis of two cryogenic air separation processes.* Energy, 2010. 35(12): p. 4731-4739.
12. *Portal Laboratórios Virtuais de Processos Químicos*. 2015; Available from: http://labvirtual.eq.uc.pt/.
13. Pinho, F., *Apontamentos de Transferência de Calor - Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica*. 2014.
14. Zhu, Y., S. Legg, and C.D. Laird, *Optimal operation of cryogenic air separation systems with demand uncertainty and contractual obligations.* Chemical Engineering Science, 2011. 66(5): p. 953-963.
15. Pierre Millet, S.G., *Water Electrolysis Technogies*, in *Renewable Hydrogen Tehnologies*, E. B.V., Editor. 2013.
16. *INVACARE*. 2015 24/07/2015]; Available from: http://www.invacare.com/.
17. Medical, V. *Oxygen Concentrators*. 2015 10/07/2015]; Available from: http://www.vitalitymedical.com/home-oxygen-concentrator.html.
18. Quintas, P.A.M.R., *Apontamentos de Sistemas electromecânicos - Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica*. 2014.
19. *2660 SERIES Pressure/Vacuum (High Flow)*, THOMAS, Editor. 2011.
20. *Specifications FCX-UWC*, F. Ltd., Editor. 2006.
21. Economic, U.N., S.C.f. Asia, and t.P.T.F.o.M.A.P. Emissions, *Recommendations on Methodologies of Monitoring Air Pollutant Emissions*. 2002: UN.
22. *Arduino*. 2015 15/04/2015]; Available from: https://www.arduino.cc/.
23. *Single Supply INSTRUMENTATION AMPLIFIER*. 1997, BURR-BROWN.

24. *LM35 Precision Centigrade Temperature Sensors*. 1999; Available from: http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm35.pdf.

25. *Digital Output relative humidity & temperature sensor*, L. Aosong Electronics Co., Editor. 2014.

26. *Current Transducer*. 2013; Available from: http://www.lem.com/hq/en/component/option,com_catalog/task,displaymodel/id,64.79.08.002.0/.

27. *Grove - Gas Sensor(O2)*. 2015; Available from: http://www.seeedstudio.com/wiki/Grove_-_Gas_Sensor(O%E2%82%82).

28. Pendleton, J.B.M.F.N.L., *Wireless Pulse Oximeter*. 2008, Worcester Plytechnic Institute.

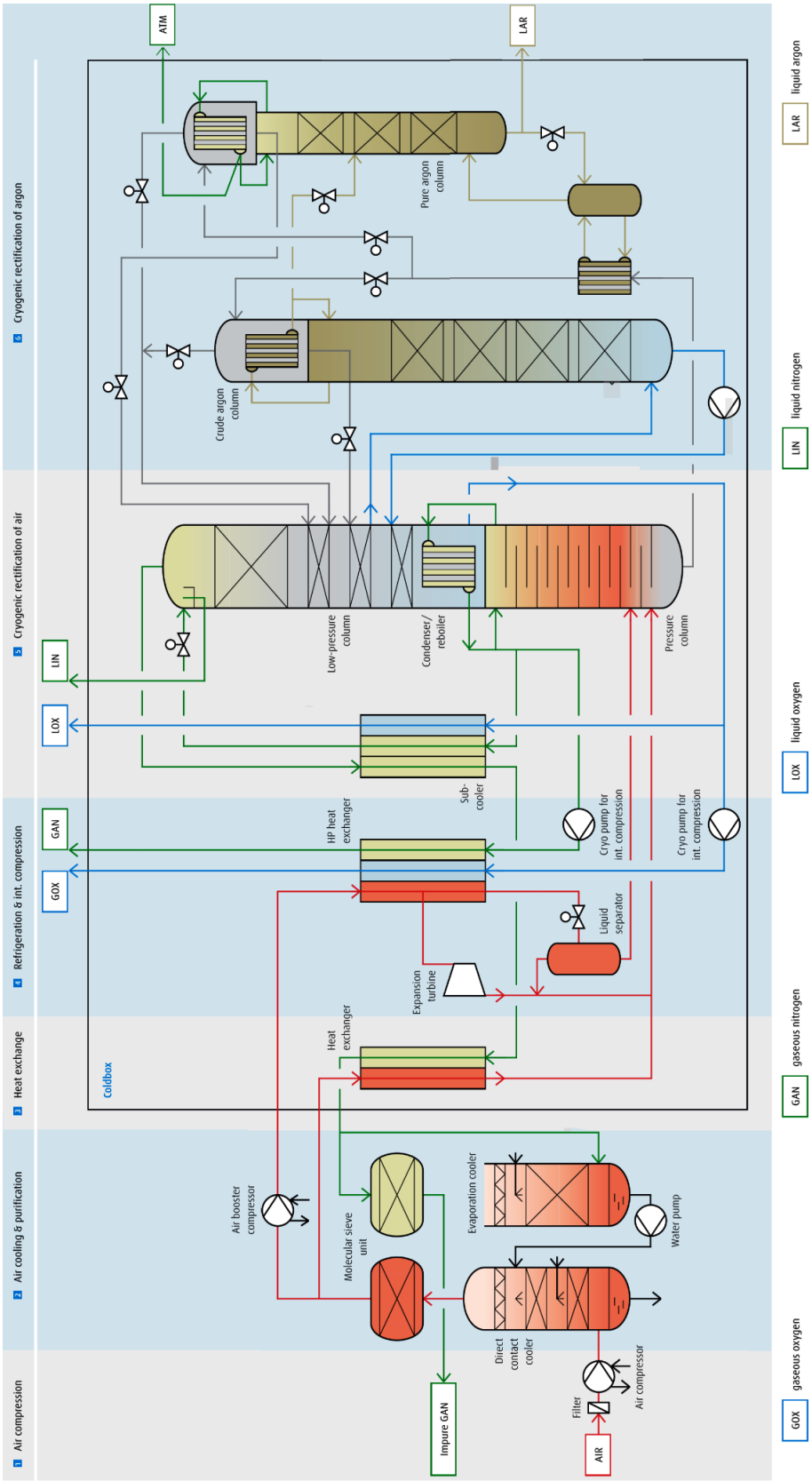
29. *RS - Loja Online*. 2015; Available from: http://pt.rs-online.com/.

30. *Precision Medical*. 2015 12/08/2015]; Available from: http://www.precisionmedical.com/homecare/oxygen-conservers/easypulse56/easypulse56.

31. Xively. *Xively*. 2015; Available from: http://xively.com/.

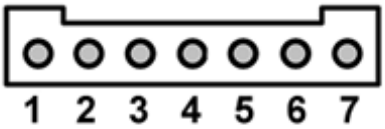
32. *Acceptable Noise - dBa - Levels*. 2015 30/07/2015]; Available from: http://www.engineeringtoolbox.com/decibel-dba-levels-d_728.html.

ANEXO A



Anexo A - Esquema ilustrativo de uma estação típica de separação do ar por destilação [2].

ANEXO B



Pino	Nome	Descrição
1	GND	Negativo do oxímetro
2	DROP	Deteção do dedo no oxímetro
3	RED (-)	LED infravermelho
4	RED (+)	LED vermelho
5	---	Sem uso
6	RA (+)	Detetor (+)
7	RA (-)	Detetor (-)

Anexo B - Ficha de ligação do oxímetro de pulso e respetiva legenda.

ANEXO C

Concentrador Perfec O_2	650 €
Arduino Uno	24,95€
WiFi Shield	80,19 €
GSM Shield	80,90 €
DHT22	8,92 €
LM35	1,40 €
Sensor Corrente	11,14 €
Oxímetro de pulso	134,24 €
Grove Sensor O_2	77,26 €
Fonte de alimentação	17,90 €
INA122P	5,74 €
OPA350PA	3,75 €
Outros componentes	50,00 €
Total	1 146,39 €

Anexo C - Preço (sem IVA) dos materiais necessários para a realização do projeto.

O custo de outras peças usadas: componentes eletrónicos, como resistências, condensadores terminais e cabos; peças que tenham sido feitas numa impressora 3D, foram agrupadas num custo único aproximado indicados na descrição de custos como “Outros componentes”.