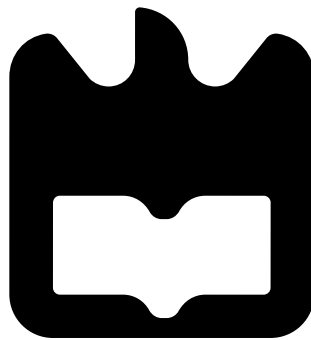




**Paulo Ricardo  
Linhares Azevedo**

**VitalAir: Suporte à monitorização online da  
respiração para Bombeiros**







**Paulo Ricardo  
Linhares Azevedo**

**VitalAir: Suporte à monitorização online da  
respiração para Bombeiros**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Electrónica e Telecomunicações, realizada sob a orientação científica do Prof. Doutor José Maria Amaral Fernandes e do Prof. Doutor Manuel Bernardo Salvador Cunha, Professores auxiliares do Departamento de Electrónica, Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro



**Dedicatória**

Dedico este trabalho à minha família, namorada e aos meus grandes amigos



**o júri / the jury**

presidente / president

**Prof. Doutor José Luís Oliveira**

Professor Associado do Departamento de Eletrónica Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro

vogais / examiners committee

**Prof. Doutor Vítor Manuel Ferreira dos Santos**

Professor Associado do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro

**Prof. Doutor José Maria Amaral Fernandes**

Professor Auxiliar do Departamento de Eletrónica Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro (orientador)

**Prof. Doutor Manuel Bernardo Salvador Cunha**

Professor Auxiliar do Departamento de Eletrónica Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro (co-orientador)





**agradecimentos /  
acknowledgements**

É com prazer que aproveito esta oportunidade para agradecer a todos os que me ajudaram durante esta caminhada académica.

Um agradecimento especial ao meu orientador Professor José Maria Fernandes pelo empenho e pela total disponibilidade manifestada ao longo da realização deste trabalho e pelo excelente carácter humano. Também ao co-orientador Prof. Bernardo Cunha pela preciosa orientação de ordem técnica neste projeto. Gostaria de agradecer ao Prof. João Paulo Cunha pela oportunidade de realizar este trabalho.

Aos meus colegas do laboratório 0.06 do IEETA pelo bom ambiente e boa disposição criados, essenciais para este trabalho.

Agradeço também à minha família pelo esforço que fizeram para que pudesse seguir com o meu percurso académico e pela motivação inculcada. Agradeço também a Tânia Ferreira por toda a motivação e acompanhamento e ao meu grande amigo Marcelo Guerra.

Um agradecimento também a todos os meus colegas pela entajuda ao longo de todo o curso.



**Palavras-chave**

VitalAir, Bombeiros, VitalResponder, monitorização de equipamento respiratório, monitorização de respiração

**Resumo**

Esta dissertação tem como finalidade descrever as fases do desenvolvimento de um dispositivo autónomo de monitorização de um equipamento respiratório para bombeiros. Pretende-se com este trabalho construir um sistema que seja capaz de recolher informações sobre o ritmo respiratório e a pressão no interior da garrafa de ar comprimido utilizada nos aparelhos respiratórios de bombeiros. Espera-se que com base nessas variáveis seja possível estimar o tempo remanescente de um bombeiro num teatro de operações e, através do estudo das alterações na respiração em paralelo com o *ECG* detetar situações de stress. Comporta ainda funcionalidades de alerta visual e auditivo do operador para situações de perigo e também comunicação sem fios de todos os dados com um *smartphone* com salvaguarda no cartão de memória deste cliente móvel.

Com este projeto espera-se ser possível recolher dados da respiração dos bombeiros em situações de Incêndio Urbano e, com isso, estudar com mais rigor o stress no âmbito do projeto VitalResponder a decorrer no Instituto de Engenharia Eletrónica e Telemática de Universidade de Aveiro.



**Key-words**

VitalAir, Firefighters, VitalResponder, SCBA monitoring, Breathing monitoring

**Abstract**

The present dissertation has as main goal to describe the development of an autonomous device that monitors firefighter's breathing apparatus. It is intended to build a system that could be able to collect information about the respiratory rate and pressure inside the compressed air bottle. It is expected that with these variables, it could be possible to estimate the remaining time of one firefighter in actuation and, with the study of breathing and *ECG* detect stress situations. It also entails visual and audio alarms to alert the operator to dangerous situations and wireless communications with an *smartphone* which saves the data in memory card.

With this work is expected to collect data of respiratory rate among firefighters in urban fires and, with it, study more rigorously stress in the scope of VitalResponder project elapsing in "Instituto de Engenharia Eletrónica e Telemática de Aveiro" of University of Aveiro.



# Conteúdo

<b>Conteúdo</b>	<b>i</b>
<b>Lista de Figuras</b>	<b>v</b>
<b>Lista de Tabelas</b>	<b>viii</b>
<b>1 Introdução</b>	<b>1</b>
1.1 Motivação e contexto . . . . .	1
1.2 Objetivos . . . . .	2
1.3 Estrutura da dissertação . . . . .	3
<b>2 Estado da arte</b>	<b>5</b>
2.1 Introdução . . . . .	5
2.2 Bombeiros e os Incêndios Urbanos . . . . .	5
2.3 Equipamento de proteção individual . . . . .	7
2.3.1 O ARICA . . . . .	8
2.3.2 Alarmes . . . . .	10
2.4 Monitorização de aparelhos respiratórios em Bombeiros . . . . .	11

2.4.1	Soluções <i>Draeger</i> . . . . .	11
2.4.2	Soluções <i>MSA</i> . . . . .	13
2.5	Monitorização de stress e respiração . . . . .	13
<b>3</b>	<b>VitalAir - Sistema</b>	<b>15</b>
3.1	Introdução . . . . .	15
3.2	VitalAir . . . . .	15
3.3	Sensores . . . . .	17
3.3.1	Sensor de pressão da garrafa . . . . .	18
3.3.2	Sensor de frequência respiratória . . . . .	19
3.4	Unidade de processamento . . . . .	20
3.5	Barramento <i>CAN</i> . . . . .	22
3.5.1	Driver <i>CAN</i> MAX3051 . . . . .	23
3.6	Bateria e unidades de gestão de energia . . . . .	25
3.6.1	Bateria . . . . .	25
3.6.2	Carregamento da bateria . . . . .	26
3.6.3	Regulador de tensão 3.3 V . . . . .	27
3.6.4	Circuito de Step-Up para 5 V . . . . .	28
3.7	Comunicação sem fios . . . . .	29
3.8	Unidades de alerta . . . . .	30
3.8.1	LED <i>RGB</i> . . . . .	31
3.8.2	Avisador sonoro . . . . .	31



<b>4</b>	<b>VitalAir - Implementação</b>	<b>33</b>
4.1	Introdução . . . . .	33
4.2	Testes de desenvolvimento . . . . .	34
4.2.1	Sensor de frequência respiratória . . . . .	34
4.2.2	Sensor de temperatura . . . . .	35
4.3	Módulo do manómetro . . . . .	37
4.4	Módulo do capacete . . . . .	41
4.5	Cliente móvel . . . . .	43
4.6	Aplicação de tratamento de resultados . . . . .	45
<b>5</b>	<b>Avaliação do VitalAir</b>	<b>47</b>
5.1	Introdução . . . . .	47
5.2	Resultados experimentais dos testes de desenvolvimento . . . . .	47
5.3	VitalAir - resultados em várias atividades . . . . .	49
5.4	VitalAir - resultados de testes de campo . . . . .	52
<b>6</b>	<b>Conclusões e trabalho futuro</b>	<b>55</b>
6.1	Introdução . . . . .	55
6.2	Conclusões . . . . .	55
6.3	Trabalho futuro . . . . .	57
	<b>Bibliografia</b>	<b>59</b>
<b>A</b>	<b>Placa de teste - sensor de respiração</b>	<b>62</b>

<b>B Placa de teste - sensor de temperatura</b>	<b>63</b>
<b>C Placa do manómetro</b>	<b>64</b>
<b>D Placa do capacete</b>	<b>67</b>

# Lista de Figuras

1.1	Diagrama conceptual da solução . . . . .	3
2.1	Bombeiro equipado para Incêndios Urbanos [1] . . . . .	8
2.2	Equipamento Respiratório utilizado no combate a Incêndios Urbanos . . . . .	9
2.3	Draeger Bodyguard 1000 . . . . .	10
2.4	Draeger PSS Merlin . . . . .	11
2.5	Draeger Bodyguard II . . . . .	12
2.6	Draeger Bodyguard 7000 . . . . .	12
2.7	MSA FireHawk . . . . .	13
3.1	Arquitectura do sistema com os blocos estruturantes . . . . .	16
3.2	Sensores de pressão - princípio de funcionamento [2] . . . . .	18
3.3	Sensor de pressão para garrafa de ar comprimido . . . . .	19
3.4	Sensor de pressão para detecção de frequência respiratória . . . . .	20
3.5	Microcontrolador utilizado no projecto . . . . .	21
3.6	Exemplo do método CSMA/NBA para o barramento <i>CAN</i> . . . . .	23
3.7	Esquema do MAX3051 . . . . .	24

3.8	Bateria . . . . .	26
3.9	Diagrama interno e esquema de ligação do MAX1555 . . . . .	27
3.10	Diagrama interno do MCP1824S . . . . .	28
3.11	Esquema da ligação do MCP1824S . . . . .	28
3.12	Esquema de ligação do circuito de Step-Up . . . . .	29
3.13	Módulo <i>Bluetooth</i> utilizado . . . . .	30
4.1	Peça facial do ARICA ajustada ao operador . . . . .	34
4.2	Diagrama de blocos da placa de teste do sensor de respiração . . . . .	35
4.3	Circuito para teste do sensor de respiração . . . . .	35
4.4	Circuito fonte de corrente constante . . . . .	36
4.5	Diagrama de blocos da placa de aquisição de temperatura . . . . .	37
4.6	Circuito para leitura de temperatura ambiente . . . . .	37
4.7	Divisor resistivo . . . . .	38
4.8	Módulo do capacete . . . . .	40
4.9	<i>Firmware</i> do módulo do manómetro . . . . .	40
4.10	Módulo do capacete . . . . .	42
4.11	<i>Firmware</i> do módulo do capacete . . . . .	43
4.12	<i>Smartphone</i> utilizado no trabalho . . . . .	43
4.13	Cliente móvel . . . . .	44
4.14	Aplicação <i>MatLab</i> para recepção dos dados . . . . .	45
5.1	Fotografia do curso de Combate a Incêndio Urbanos e Industriais . . . . .	48

5.2	Dados recolhidos do sensor de respiração . . . . .	48
5.3	Testes de atividades em laboratório . . . . .	50
5.4	Fotografia do sistema montado no aparelho . . . . .	52
5.5	Análise dos resultados do teste com o sistema conectado ao telemóvel . . . . .	54
A.1	Layout da <i>PCB</i> . . . . .	62
B.1	Layout da <i>PCB</i> . . . . .	63
C.1	Layout da <i>PCB</i> . . . . .	64
C.2	Esquema elétrico do módulo do manómetro . . . . .	65
C.3	Esquema elétrico do módulo do manómetro - energia . . . . .	66
D.1	Layout da <i>PCB</i> do módulo do capacete . . . . .	67
D.2	Esquema elétrico do módulo do capacete . . . . .	68

# Lista de Tabelas

3.1	Tabela com os campos do datagrama <i>CAN</i> [3] . . . . .	24
3.2	Código de cores do Led no interior da peça facial . . . . .	31
4.1	Código de cores dos leds de indicação . . . . .	39
6.1	Preço dos principais componentes . . . . .	56

## Lista de abreviaturas e acrónimos

**ARICA** Aparelho Respiratório Isolante de Circuito Aberto

**APS** Alarme pessoal de segurança

**COS** Comandante das Operações de Socorro

**CAN** *Controller Area Network*

**UART** *Universal asynchronous receiver/transmitter*

**PWM** *Pulse-width modulation*

**ADC** *Analog-to-digital converter*

**TO** Teatro de operações

**ECG** Eletrocardiograma

**UNF** *Unified Fine Thread*

**PCB** *Printed circuit board*

**RGB** *Red Green Blue*





# Capítulo 1

## Introdução

### 1.1 Motivação e contexto

Os bombeiros voluntários, como forças pertencentes à proteção civil, estão treinados para desempenhar funções em várias áreas de atuação como a emergência pré-hospitalar, o desencarceramento, incêndios florestais, incêndios urbanos e industriais, entre outras.

De entre todas estas áreas, aquela que, *à priori*, apresenta mais riscos é a dos incêndios urbanos e industriais. Esta área pode envolver espaços confinados com elevadas temperaturas, ambiente contaminado de fumos, visibilidade nula, possibilidade de quedas e de exaustão pelo esforço físico e, como agravante, a possível existência de vítimas faz com que não haja tempo a perder o que eleva os níveis de stress dos operacionais [1].

Com todo este tipo de condicionantes físicas e psicológicas subjacentes a esta área de atuação faz todo o sentido pensar em sistemas de monitorização de stress para operacionais de corpos de bombeiros. O estudo das variáveis biológicas do ser humano quando este é levado ao limite pode ajudar a compreender modelos e padrões de desvio, que indiquem univocamente, que um determinado indivíduo se encontra em stress. Pode até, numa fase posterior, conseguir-se de certa forma quantificar o nível de stress e com base nisso tomar decisões médicas que protejam a integridade física do indivíduo.

O correto funcionamento do sistema respiratório humano é essencial para manter a vida e alterações neste sistema poderão ajudar a identificar certas patologias clínicas, nomeadamente relacionadas com o stress. Os teatros de operações no caso dos incêndios urbanos

e industriais são propícios à criação de stress e cansaço no operador. Este stress/cansaço vai provocar alterações fisiológicas, principalmente do sistema nervoso que se repercutem no sistema cardíaco e sistema respiratório.

Essas alterações, quer a nível psíquico, quer a nível físico, podem traduzir-se [4] em desvios comportamentais que podem afetar a capacidade de discernimento na tomada de decisões críticas e colocar em perigo a equipa e as vítimas que estão a ser socorridas.

O contexto deste trabalho envolve então monitorização de frequência respiratória e da quantidade de ar em aparelhos respiratórios para bombeiros para que seja possível aliar essa informação com outras informações biológicas e tirar conclusões de stress.

## 1.2 Objetivos

Este trabalho tem como objetivo implementar uma solução que permita a monitorização da quantidade de ar dos aparelhos respiratórios para bombeiros e avaliar a frequência respiratória em condições operacionais que, para além de permitir detetar situações de alarme, envia informação sobre os bombeiros para o posto de comando operacional.

O projeto está centrado na concepção de um sistema *hardware/software* que consiga obter informação sobre a respiração de bombeiros e sobre a pressão no interior da garrafa de ARICA.

Com este sistema pretende-se que seja possível estudar as alterações fisiológicas dos operacionais relacionando o seu *ECG* e ritmo respiratório com as variáveis ambiente como CO, temperatura e pressão na garrafa. Através da comunicação com um *smartphone*, incluindo a salvaguarda local de todos os dados obtidos, espera-se que venha a ser possível elaborar modelos matemáticos que, com maior rigor, permitam identificar situações de stress físico e psicológico e assim ajudar a salvar a vida daqueles que salvam vidas.

Conjugando o facto de estarmos perante situações de stress e o facto de todo o ar respirado por uma equipa ser proveniente de garrafas, sem esquecer a importância vital do sistema respiratório, faz todo o sentido procurar estudar as alterações a nível da respiração em bombeiros quando se encontram em situações de emergência. Como este tipo de cenários é, normalmente, bastante agreste, seria ideal ter a indicação do estado físico e psíquico dos operacionais na estrutura de comando operacional. Com essas indicações pode ser possível

avaliar o estado de stress, e assim, tomar decisões acerca da continuidade de uma equipa num teatro de operações, preservando a sua integridade física e aumentando os níveis de eficácia nas atuações.

Uma vez que se está a construir um sistema eletrónico será conveniente ter em consideração a elaboração de interfaces para os operacionais que possam facilitar o seu trabalho como sejam um botão de pânico ou indicações sobre o estado do próprio elemento e da equipa.

O trabalho desenvolvido e descrito nesta dissertação encontra-se integrado no projeto *VitalResponder* (CMU/PT/CPS/0046/2008) a decorrer no Instituto de Engenharia Eletrónica e Telemática de Aveiro e utilizará alguns recursos do mesmo.

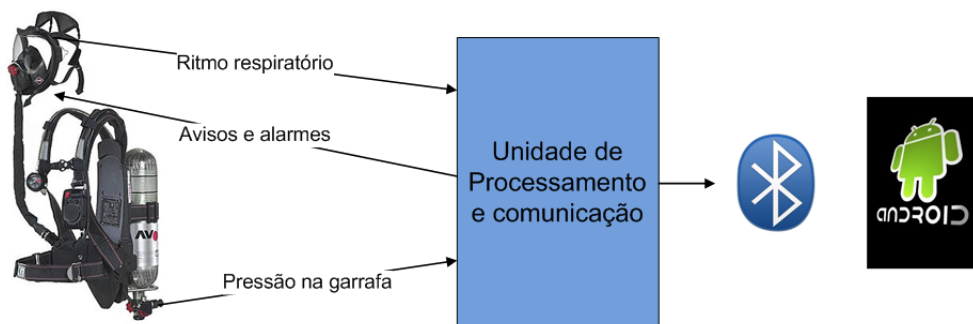


Figura 1.1: Diagrama conceptual da solução

### 1.3 Estrutura da dissertação

A presente dissertação encontra-se dividido em seis capítulos.

O primeiro capítulo pretende fazer uma introdução acerca do projeto onde se explica o contexto que deu origem à ideia e, com isso, mostrar de forma resumida a motivação para a elaboração do trabalho. Inclui também uma explicação dos objetivos que se pretendem atingir elucidando-os sob a forma de uma imagem. No final do capítulo apresenta-se a estrutura da dissertação com um resumo do conteúdo de cada um dos capítulos.

O segundo capítulo pretende mostrar o estado da arte fazendo uma breve abordagem ao mundo dos Incêndios Urbanos e Industriais para os bombeiros portugueses onde são apresentados o modo de atuação e procedimentos. Também são apresentados os equipamentos de proteção individual para essas ocorrências com ênfase para a constituição de um ARICA onde são dadas as bases para a compreensão do sistema implementado. São também apresen-

tadas soluções comerciais e investigação no domínio da monitorização das vias respiratórias e soluções de monitorização de stress. Para finalizar faz-se uma breve alusão a produtos que o mercado oferece para monitorização de ARICAS, como sistema desenvolvido no âmbito projeto.

O terceiro capítulo apresenta a projeto do sistema e de cada um dos blocos utilizados individualmente, começando por fazer uma explicação do diagrama de blocos passando a uma alusão aos sensores utilizados, microcontrolador, módulos de gestão de energia, módulos de comunicação, alarme e cliente móvel.

O capítulo quarto explica a implementação do VitalAir em cada um dos seus módulos. Começa por analisar módulos de teste criados, nomeadamente para verificação da temperatura máxima e verificação do funcionamento do sensor de respiração. Aborda depois os detalhes da implementação, bem como do *firmware* dos dois módulos que compõe o sistema. No final, o capítulo explica o *software* criado para correr no cliente móvel.

O quinto capítulo apresenta os dados e os resultados práticos dos testes realizados sobre o sistema VitalAir.

O sexto, e último, capítulo encerra esta dissertação com as conclusões que foram sendo tiradas ao longo do trabalho e deixa algumas propostas de trabalhos que podem ser feitos no sentido de continuar este projeto.

## Capítulo 2

# Estado da arte

### 2.1 Introdução

A monitorização de stress é hoje uma área que está em desenvolvimento e muitos estudos estão a ser feitos nesse sentido. O âmbito de aplicabilidade deste projeto é na monitorização de stress em situações extremas e aqui pretendem-se explicar as condições a que estão sujeitas os Bombeiros no decurso das suas funções bem como algumas regras que justificam algumas das ideias incluídas na solução.

Neste capítulo começam-se por apresentar os procedimentos e o modo de atuação nos Incêndios Urbanos e Industriais, bem como os equipamentos de proteção individual que são utilizados nestes eventos com especial ênfase para o ARICA. Toda essa secção é escrita tendo por base os conteúdos do curso de formação de Combate a Incêndios Urbanos e Industriais da Escola Nacional de Bombeiros, bem como da bibliografia representada em [1].

O capítulo acaba a mostrar soluções comerciais de monitorização de aparelhos respiratórios e estudos que foram feitos na monitorização de stress em condições extremas.

### 2.2 Bombeiros e os Incêndios Urbanos

Define-se por Incêndio Urbano a combustão de materiais, contidos ou que fazem parte da estrutura de um edifício, sem controlo no espaço nem no tempo[1]. São habitualmente

situações complexas que exigem uma resposta por parte dos meios de socorro atempada e coordenada. Existem certos procedimentos que têm que ser levados em conta para tornar o salvamento mais eficiente e para uniformizar procedimentos num teatro de operações.

Também com o objetivo de minorar os efeitos colaterais envolvidos como altas temperaturas, perigo de derrocadas, entre outros, é obrigatório que os bombeiros enverguem equipamentos de proteção individual adequados por forma a proteger, assim, as suas vidas.

Devido à complexidade deste tipo de ocorrências e aos riscos que acarretam para os operacionais bombeiros, e para os habitantes dessas estruturas, existem procedimentos que devem ser seguidos. Esses procedimentos são, em linguagem de Bombeiros, chamados de Marcha Geral das Operações de Socorro. A lista seguinte mostra os procedimentos que devem ser levados em conta quando se responde a uma ocorrência de Incêndio Urbano ou Industrial:

- Reconhecimento;
- Salvamentos;
- Estabelecimento dos meios de ação
- Ataque e proteção
- Rescaldo;
- Vigilância.

Antes de passar à explicação sucinta de cada um dos itens atrás descrito torna-se oportuno explicar que existe uma estrutura hierárquica dentro dos corpos de bombeiros. Quando uma equipa chega ao local do incidente o membro mais graduado toma a posição de Comandante das Operações de Socorro (COS) e sobre ele recaem todas as responsabilidades de tudo aquilo que vier a ser feito. Cabe também a esse elemento o cumprimento dos itens atrás descritos. Caso chegue ao teatro de operações um bombeiro mais graduado, passa esse a assumir as funções de COS e o outro elemento volta a integrar a sua equipa como chefe da mesma.

De seguida explica-se de uma forma simples em que consiste cada um dos itens da Marcha Geral de Operações de Socorro em Incêndios Urbanos. O desenrolar das ações inicia-se com o reconhecimento, que tem como objetivo adquirir o máximo de informação sobre o incidente: materiais a arder, compartimentos ou andares afetados, existência de vítimas, estado da estrutura entre outros. Caso existam vítimas a prioridade é extrai-las para o exterior pelo que a segunda fase consiste nos salvamentos. O estabelecimento dos meios de ação passa pela escolha do método de atuação e estabelecimento de linhas de água para ataque, proteção e

abastecimento. No ataque e proteção há o combate ao fogo, proteção das possíveis exposições vizinhas em articulação com manobras de respiração tática. No final, para consolidar a extinção procede-se ao rescaldo e à vigilância para prevenir eventuais reacendimentos.

De notar que estes itens, apesar de corresponderem a uma sequência cronológica, podem ser desenvolvidos em simultâneo com articulação entre várias equipas.

Para o âmbito deste trabalho importa apenas falar um pouco mais do modo de atuação no ataque e proteção pois é onde se lida diretamente com os aparelhos de proteção respiratória que, mais à frente neste capítulo, serão abordados.

Atualmente, em Portugal, o modo de atuação dos bombeiros num teatro de operações que envolva incêndios urbanos ou industriais rege-se por um conjunto de princípios básicos. Pela ser normalmente um ambiente hostil de progressão lenta e dificultada, um dos princípios diz que um bombeiro nunca deve atuar isoladamente [1]. Então, supondo que um membro da equipa fica com a sua garrafa de ar comprimido no nível de reserva, mesmo que os seus colegas tenham ainda autonomia, será necessário efetuar a evacuação desse membro. Essa evacuação consome autonomia aos restantes operacionais e pode ser fisicamente desgastante, pelo que, quando estas situações acontecem, é vulgar toda a equipa ser rendida por outra. No entanto, o Comandante das Operações de Socorro necessita da indicação, por parte do chefe de equipa, via rádio, de que toda a equipa vai sair para ser substituída para ordenar a preparação de uma nova equipa. Normalmente este pedido de substituição é muito rápido e dificilmente é possível ter a segunda equipa preparada para entrar quando a primeira sai. Seria então vantajoso para o COS ter a indicação das pressões nas garrafas de cada um dos operacionais, bem como o tempo estimado de autonomia para, com maior antecedência, providenciar meios de substituição.

Nestes cenários, em particular, qualquer solução que permita aumentar a eficiência operacional na identificação de situações críticas como a escassez de ar comprimido ou de eventos de stress / exaustão representa uma melhoria tanto a nível operacional, pois evita que sejam cometidos erros provocados pela perda de calma, como na segurança dos operacionais podendo resultar no salvamento de vidas.

## **2.3 Equipamento de proteção individual**

Ao longo dos tempos tem-se vindo a assistir a uma maior atenção à segurança na atuação da parte dos bombeiros. Hoje em dia o uso de equipamento de proteção individual é uma

obrigação e a segurança não deve nunca ser posta em causa.

Como já foi referido, os Incêndios Urbanos são situações que comportam variados perigos e, por essa razão, é obrigatório que todos os operacionais enverguem equipamento de proteção individual. Esse equipamento inclui fatos resistentes ao calor, luvas, botas e capacete.



Figura 2.1: Bombeiro equipado para Incêndios Urbanos [1]

Devido às altas temperaturas, e à contaminação do espaço do incêndio com fumos e gases tóxicos (resultantes dos materiais em combustão) a progressão sem proteção respiratória pode acarretar danos físicos nos bombeiros. Para que esse danos não aconteçam, ou para os minimizar, existe a proteção para as vias respiratórias. Essa proteção é conferida pelo ARICA (aparelho respiratório isolante de circuito aberto) que é um sistema com uma garrafa que contém ar comprimido e fornece esse ar para uma máscara por forma a ser respirável pelo operador.

### 2.3.1 O ARICA

Existem vários produtos comerciais com a finalidade de proteger as vias respiratórias do seu utilizador. Dependendo do meio onde vão ser utilizados estes produtos podem ser mais ou menos robustos e o grau de proteção pode ser maior ou menor. Existem as vulgares mascaras de partículas descartáveis, não descartáveis, aparelhos respiratórios de circuito aberto e aparelhos respiratórios de circuito fechado. A principal diferença destes dois últimos tipos é o facto de os aparelhos respiratórios de circuito aberto expelirem o ar expirado através de uma válvula na peça facial para a atmosfera, enquanto que, nos de circuito fechado, isso não acontece.



Um ARICA é basicamente constituído pela peça facial, que fornece o ar respirável ao operador e confere também proteção facial, a garrafa que contém o ar comprimido, o apoio dorsal, o sistema redutor de pressão e o manómetro de pressão com avisador sonoro de pressão baixa. O sistema redutor de pressão tem a função de baixar a pressão muito elevada que vem da garrafa para uma pressão mais baixa que possa ser comportada pelo operador e que é enviada para a peça facial. Com isto, independentemente da pressão no interior da garrafa, na peça facial está sempre uma pressão baixa, comportável pelo ser humano [5].



Figura 2.2: Equipamento Respiratório utilizado no combate a Incêndios Urbanos

O aparelho da figura 2.2 permite ao seu utilizador respirar por chamada, ou seja, só é fornecido ar a cada inspiração. A força de inspiração atua sobre uma válvula que abre a passagem de ar para a peça facial e esta fecha-se no final da inspiração. Isso permite que o ar da garrafa seja poupado, pois o circuito de fornecimento apenas se abre quando é necessário, no momento da inspiração. Esta válvula pode ser acionada também manualmente, em casos de maior necessidade de ar, e é chamado o modo de operação em fluxo direto.

No que toca à expiração existe uma outra válvula que é acionada e expelle o ar para o ambiente exterior. Este tipo de funcionamento remete-nos para um assunto que será abordado mais adiante pois, destas pequenas variações de pressão no interior da peça facial, poder-se-á extrair informação que caracteriza a respiração do operador.

Como a pressão no interior da peça facial é mais elevada do que a pressão atmosférica, este elemento tem que se encontrar devidamente ajustado à face. Caso isto não aconteça vai haver fuga de ar pelas borrachas de ajuste e a autonomia do operador vê-se bastante mais reduzida.

É possível, através do conhecimento da pressão da garrafa do ARICA e da sua capacidade, inferir qual a sua autonomia. Esse parâmetro é dado pela equação 2.1, sendo que o débito

está estipulado como sendo 40 litros por minuto [5].

$$Autonomia = \frac{Capacidade(litros) \times Pressao(Bar)}{Debito(litros/minuto)} \quad (2.1)$$

Ora, esta estimativa é muito grosseira e não entra em linha de conta com parâmetros como o stress físico e psicológico, o grau de treino ou a preparação física de cada operador, limitando-se a estandardizar o cálculo da autonomia para qualquer operador.

Neste momento o mercado oferece já algumas soluções de monitorização para Bombeiros, nomeadamente, monitorização de ARICAs. Este capítulo pretende mostrar algumas dessas soluções enfatizando as investigações que estão a ser feitas neste sentido.

### 2.3.2 Alarmes

Com o evoluir da tecnologia foram aparecendo dispositivos para bombeiros capazes de gerar alarmes. Os mais simples utilizados no âmbito deste ambiente são os chamados Alarme Pessoal de Segurança (APS).



Figura 2.3: Draeger Bodyguard 1000

Este tipo de aparelhos permite avisar os membros de uma equipa quando um operacional está em risco. Apresenta dois modos de funcionamento, automático e manual. No modo manual é acionado por um botão de pânico e no modo automático é acionado quando o operacional permanece imobilizado por mais de 30 segundos. Quando acionado gera um alarme sonoro e visual para alertar os outros que um Bombeiro está possivelmente em problemas.

A figura 2.3 mostra um dispositivo deste género do fabricante *Draeger*. Este equipamento, além de monitorizar o movimento do operador, monitoriza também a temperatura e permite

o registo das informações durante a utilização.

Também na gama deste género de equipamentos existem outros com a capacidade de monitorizar alguns gases e gerar alertas quando os níveis de concentração excedem certos limites.

## 2.4 Monitorização de aparelhos respiratórios em Bombeiros

O mercado dos aparelhos respiratórios para bombeiros tem vindo a evoluir no sentido de incluir dispositivos eletrónicos com a capacidade de fazer a monitorização do aparelho e mostrar essa informação no formato digital. São vários os fabricantes destes aparelhos mas aqueles que se encontram mais evoluídos neste sentido são a *Draeger* e a *MSA*. Esta secção pretende mostrar as soluções de ambos os fabricantes nesta área.

### 2.4.1 Soluções *Draeger*

#### Draeger PSS Merlin



Figura 2.4: Draeger PSS Merlin

Este equipamento permite ao responsável pelo controlo de ARICAs e equipamentos ter na sua posse um quadro com a informação de 12 operacionais. Funciona em articulação com a unidade de monitorização *Draeger* Bodyguard II, a qual será detalhada adiante nesta secção. Funciona com uma transmissão de dados a cada vinte segundos e recebe pressão, tempo remanescente e tempo decorrido.

Além destas funcionalidades, permite também receber indicações caso um operacional acione o botão de pânico e também dar indicações para a equipa de que deve retirar do teatro de operações.

### ***Draeger Bodyguard II***

Este módulo tem uma unidade de medição de tempo restante, temperatura e pressão na garrafa. A medição de tempo restante é feita tendo por base o consumo instantâneo. No entanto, o módulo não apresenta funcionalidades de medição de frequência respiratória.



Figura 2.5: Draeger Bodyguard II

O equipamento permite o registo dos dados num cartão interno ou a telemetria em conjunto com o *Draeger PSS Merlin*. Para esse efeito, é contudo necessário adquirir uma interface de comunicação via rádio.

### ***Draeger Bodyguard 7000***



Figura 2.6: Draeger Bodyguard 7000

Esta unidade apresenta as mesmas características da *Draeger Bodyguard II* à exceção de que não suporta a funcionalidade da transmissão dos dados via rádio para o *Draeger PSS*

Merlin.

## 2.4.2 Soluções MSA

### FireHawk M7



Figura 2.7: MSA FireHawk

Este equipamento de respiração vem com uma unidade de monitorização incluída que mostra a pressão na garrafa e o tempo remanescente. Este tempo remanescente não é calculado dinamicamente mas a partir de uma estimativa de consumo de  $40l/min$ . Além desta desvantagem também não possui a capacidade de transmissão de dados nem de registo das informações de utilização. É útil apenas para o operacional durante a atuação mas não apresenta grandes vantagens na monitorização de stress.

## 2.5 Monitorização de stress e respiração

O método mais utilizado para adquirir frequência respiratória baseia-se na deteção da movimentação do ar utilizando termistores nasais e bocais, termopares ou bandas elásticas com sensores embutidos em torno do abdómen [6].

Com termistores ou termopares é medida a temperatura do ar que passa junto às narinas. O ar inspirado vem à temperatura ambiente e o ar exalado vem à temperatura corporal e essa diferença de temperatura gera um sinal de onde se identifica a frequência respiratória. No caso das bandas elásticas, estas medem a expansão do volume do tórax com a inspiração e expiração. Normalmente possuem extensómetros na sua constituição e a variação da re-

sistência destes é proporcional à frequência respiratória. Este tipo de sensores estão ligados em ponte e existe um amplificador para dar ganho à diferença de tensão gerada.

Este tipo de sensores estão normalmente fixados ao corpo [6] o que pode tornar-se, por vezes, incómodo. Este último aspecto é de facto crítico no âmbito desta dissertação pois não deve ser causado mais stress ao utilizador do aparelho

Existem ainda outros métodos de avaliação de frequência respiratória com o uso de ultrasons ou infra-vermelhos [7].

No que toca à monitorização de stress para desportistas ou forças militares existem igualmente alguns estudos em curso [8]. O parâmetro sobre o qual essas soluções incidem é o *ECG* e a variabilidade cardíaca (*HRV*). No entanto, também a respiração é importante pois faz parte dos parâmetros vitais do ser humano.

Na solução proposta por [8] existem diversas variáveis medidas, sendo uma delas a respiração, mas é medida através da colocação de termistores nasais o que se revela um método invasivo e que não contempla a respiração através da boca.

Esta é uma área ainda com poucos desenvolvimentos e não existe grande informação sobre o que está ser feito, ou o que já foi feito. Assim se conclui que o estudo do stress tendo em conta a respiração é ainda uma área com pouco desenvolvimento o que faz com que este trabalho possa trazer algo de novo nesta temática.

## Capítulo 3

# VitalAir - Sistema

### 3.1 Introdução

Este capítulo tem como objetivo dar a conhecer os principais componentes utilizados no desenvolvimento do projeto VitalAir. Começa por caracterizar sumariamente a solução e apresentá-la sob a forma de um diagrama. De seguida explicita de uma forma breve cada um dos blocos, dando ênfase aos sensores e à explicação do funcionamento do barramento *CAN*. Mostra também o modo como é feita a comunicação por *Bluetooth* com o cliente móvel.

Para cumprir o objetivo de monitorizar o ritmo respiratório e a pressão dentro da garrafa do ARICA e com isso estimar o tempo remanescente, é necessário desenvolver módulos de hardware que consigam ter a perceção dessas variáveis. Visto que o sistema VitalAir é eletrónico pode tornar-se útil conceber alarmes que possam indicar aos operacionais o seu estado e, também, fazer com que a equipa possa facilmente aperceber-se do estado dos seus camaradas.

### 3.2 VitalAir

A aquisição e medida de vários tipos de variáveis em diferentes pontos do corpo torna necessária a passagem de cabos e de conexões, o que, em ambiente de incêndios urbanos é um cenário que pode dificultar as operações. Assim, a utilização de dois módulos distintos, um situado dentro do capacete e outro na alça do apoio dorsal do ARICA do lado do manómetro

reduz a passagem de cabos de comunicação. No entanto é necessário que a informação de ambos os circuitos chegue ao dispositivo final (*smartphone*) e para isso devem existir canais de comunicação entre estes elementos.

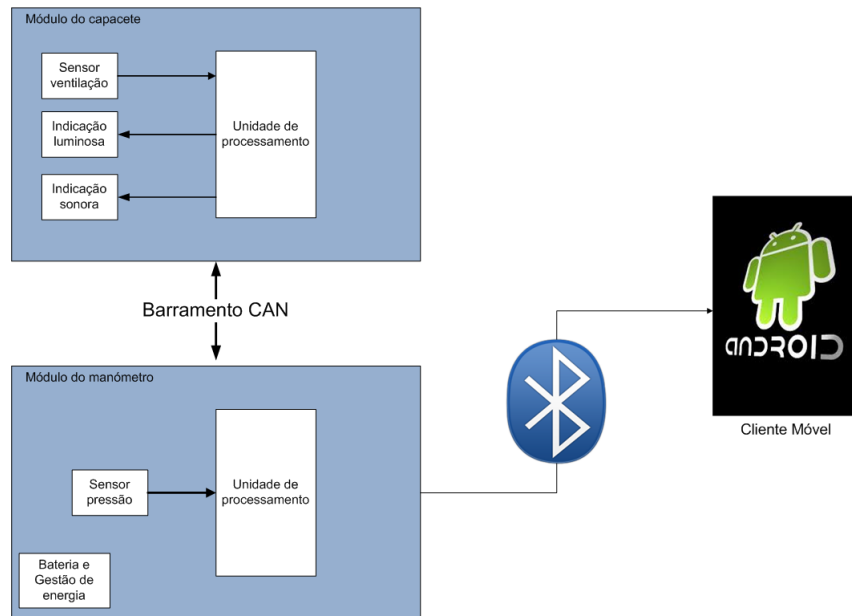


Figura 3.1: Arquitectura do sistema com os blocos estruturantes

A forma mais eficaz de evitar o uso de cabos seria através do uso de um módulo *Bluetooth* para cada um dos circuitos mas este tipo de hardware encarece o orçamento de um projeto deste nível que se pretende ser o mais barato possível por razões de competitividade económica. A alternativa passa por poupar um dos módulos *Bluetooth* e utilizar comunicação apenas por um cabo entre os dois módulos e apenas uma delas fazer a interface com o telemóvel. A escolha do protocolo de comunicação entre as duas placas recai sobre o *CAN*, pela sua robustez, adequada para uso em situações adversas, como ambientes com interferência eletromagnética e comunicação a grandes distâncias.

O manómetro de pressão analógico do ARICA é algo com peso e volume significativo, e já que vai ser removido, essas características fazem dessa localização uma candidata para posicionar um módulo que possa conter a bateria do sistema. A placa de circuito posicionada no local referido tem as funções de gestão e carregamento da bateria, estabilização de valores de tensão, medida do valor da pressão dentro da garrafa e comunicação dos seus dados e dos dados recebidos via barramento *CAN*, por *Bluetooth*, para o dispositivo final.

A segunda placa de circuito fica alojada dentro do capacete por ser uma posição protegida. Terá a função de medir a frequência respiratória, indicar ao operador com código de cores o estado da reserva de ar, gerar alarme sonoro e transmitir todos estes dados via barramento



*CAN* para a placa principal situada na alça do ARICA.

O terceiro dispositivo utilizado neste projeto é o *smartphone* que será responsável por receber estes dados via *Bluetooth* e fazer a salvaguarda no cartão de memória. Um dos objetivos do sistema é comunicar para o exterior os dados que estão a ser processados no *smartphone*. A melhor solução é construir um protocolo de comunicação sobre a rede *Wi-fi*, mas como esse trabalho está fora do âmbito deste projeto, os dados são, por agora, apenas armazenados no cartão de memória.

O sistema VitalAir tem a arquitetura global apresentada na figura 3.1 e os testes dos módulos são feitos com um equipamento respiratório emprestado pelo polo de São João da Madeira da Escola Nacional de Bombeiros.

Não poderia deixar de ser feita uma comparação do sistema construído neste projeto com os sistemas existentes já no mercado e detalhados ao longo da secção 2.4. Destacam-se a monitorização *online* da respiração e da pressão na garrafa, com possibilidade de envio dessa informação para o posto de comando, mas também a fácil integrabilidade no sistema construído ao abrigo do projeto *VitalResponder*. Com esta última característica torna-se possível ter no mesmo interface valores de ritmo respiratório, *ECG*, pressão da garrafa de ARICA, níveis de monóxido de carbono, temperatura, entre outros parâmetros que podem ajudar na deteção de fadiga e stress nos bombeiros.

### 3.3 Sensores

O objetivo dos sensores é transformar uma determinada grandeza física numa variável elétrica passível de ser medida, sendo que esta relação pode ser, ou não, linear.

Neste trabalho são utilizados sensores de pressão de ar, absoluta e relativa. O funcionamento dos sensores utilizados baseia-se numa construção com um extensómetro sobre um diafragma. Quando a pressão aumenta, causa a expansão do diafragma e a variação do valor da tensão à saída relaciona-se com a variação da resistência do extensómetro que está montado no diafragma, funcionamento ilustrado na figura 3.2.

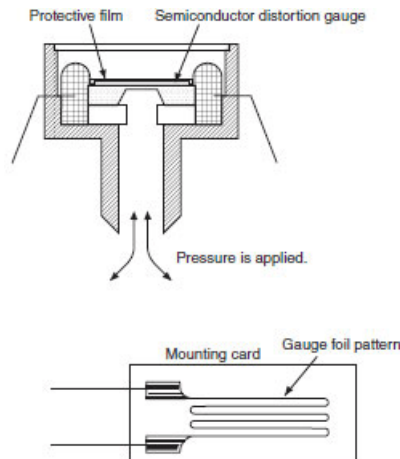


Figura 3.2: Sensores de pressão - princípio de funcionamento [2]

### 3.3.1 Sensor de pressão da garrafa

A medição da pressão dentro da garrafa do ARICA indica qual a quantidade de ar que este possui. A quantidade de ar em litros pode ser calculada a partir da expressão 3.1.

$$\text{Quantidade de ar} = \text{Pressao}(\text{Bar}) \times \text{Capacidade}(\text{litros}) \quad (3.1)$$

A título de exemplo, a garrafa utilizada nos testes de laboratório tem uma capacidade de 6 litros e, quando está completamente carregada, apresenta 300 *Bar* de pressão, de onde se conclui que contém 1800 litros de ar respirável.

No contexto do VitalAir é necessário substituir o manómetro analógico por um sensor de pressão de forma a medir a pressão no interior da garrafa. Este sensor deverá ter o mesmo interface físico do manómetro e possuir uma gama de medição até pressões da ordem de 300 *Bar* . Sensores com este tipo de especificações são normalmente utilizados em soluções industriais, pelo que são caracterizados por uma robustez que permite que sejam utilizados no âmbito deste trabalho.

O sensor escolhido para fazer a transdução da pressão da garrafa para tensão elétrica é da *Honeywell* e tem a referência BE-4R5000PG6DC [9].

O sensor possui uma rosca 7/16 – 20UNF que é igual à apresentada pelo manómetro de pressão. O funcionamento deste dispositivo baseia-se na dilatação de um diafragma que



Figura 3.3: Sensor de pressão para garrafa de ar comprimido

possui extensômetros ligados em ponte de *Wheatstone*. Tem uma unidade responsável pela amplificação e normalização da tensão para a saída e possui também um filtro.

O sensor mede pressões até aos 5000 *PSI* (aproximadamente 345 *Bar*) e suporta pressões até aos 10000 *PSI*.

Em termos elétricos é um sensor alimentado em tensão com saída em tensão e possui uma interface de 3 pinos: alimentação, saída e pino comum. A alimentação pode variar entre os 4.75 *V* e os 5.25 *V* com um consumo de corrente de 10 *mA*. A saída varia entre os 0.5 *V* para o mínimo de pressão e os 4.5 *V* para o máximo de pressão, o que se traduz numa sensibilidade de 0.8 *mV/PSI* (11.6 *mV/Bar*).

Também enquanto parâmetro de robustez, segundo o documento técnico, este dispositivo foi testado em funcionamento com 20 milhões de vibrações com acelerações de 50 *G* com duração de 11 milissegundos cada.

### 3.3.2 Sensor de frequência respiratória

A medição da frequência respiratória, para este tipo de casos, não pode ser feita com recurso a métodos invasivos pois estes podem e tendem a dificultar a atuação do bombeiro. Foi necessário encontrar um sensor que indiretamente avaliasse esse parâmetro sem interferir com a normal operação.

De acordo com o que foi explanado na secção 2.3, a inspiração e expiração do utilizador de um ARICA produz pequenas variações de pressão no interior da peça facial que ao ser medidas podem caracterizar a respiração. Para a captação dessas variações de pressão é necessário possuir um sensor com sensibilidade adequada e, por isso, foi escolhido o GA100-010WD da *measurement specialities* [10].

O princípio de funcionamento é semelhante ao apresentado na secção anterior, no entanto este sensor mede a diferença de pressão entre dois portos de pressão. Como se sabe que a pressão dentro da peça facial é superior à pressão atmosférica, então, basta colocar um dos portos sujeito à pressão mais elevada e o outro sujeito à pressão exterior. Assim a saída é proporcional à diferença entre os dois portos e, contando com a variação de pressão na peça facial com a inspiração, determina-se a frequência respiratória.



Figura 3.4: Sensor de pressão para detecção de frequência respiratória

Em termos elétricos o sensor da figura 3.4 tem uma interface a 3 pinos: alimentação, pino comum e tensão de saída. A alimentação é feita com uma tensão de  $5\text{ V}$  e as necessidades de corrente são  $3\text{ mA}$ . A tensão de saída varia entre os  $0.5\text{ V}$  para a diferença de pressão mínima e os  $4.5\text{ V}$  para a diferença de pressão máxima.

Como já foi dito, este sensor tem uma gama adequada para pequenas variações de pressão e o valor da diferença de pressão máxima que pode ser medida é de  $254\text{ mm}$  de coluna de água ( $24.9\text{ mBar}$ ).

### 3.4 Unidade de processamento

Todos os sistemas que pretendem fazer aquisição, tratamento e armazenamento de dados provenientes de sensores, necessitam de uma unidade de processamento. Essas unidades podem ser mais ou menos complexas consoante as necessidades de processamento, memória, números de pinos, ou outros parâmetros.

Os microcontroladores são pequenos processadores que podem ser programados com *firmware* que especifica quais as ações que devem realizar mediante as suas entradas. Podem ter ca-

pacidades conversão de sinais analógicos para digitais e vice-versa, capacidade de interface de periféricos através de barramentos standard, processamento de sinal, funcionamento em *low energy*, temporizadores, interrupções, entre outros.

Existem muitos fabricantes deste tipo de unidades mas o microcontrolador escolhido pertence à família 18F de processadores de 8 bits da *Microchip*. A escolha deveu-se ao elevado nível de familiaridade com estes microprocessadores que é conferida ao longo do plano de estudos do Mestrado Integrado em Engenharia Electrónica e Telecomunicações na Universidade de Aveiro.

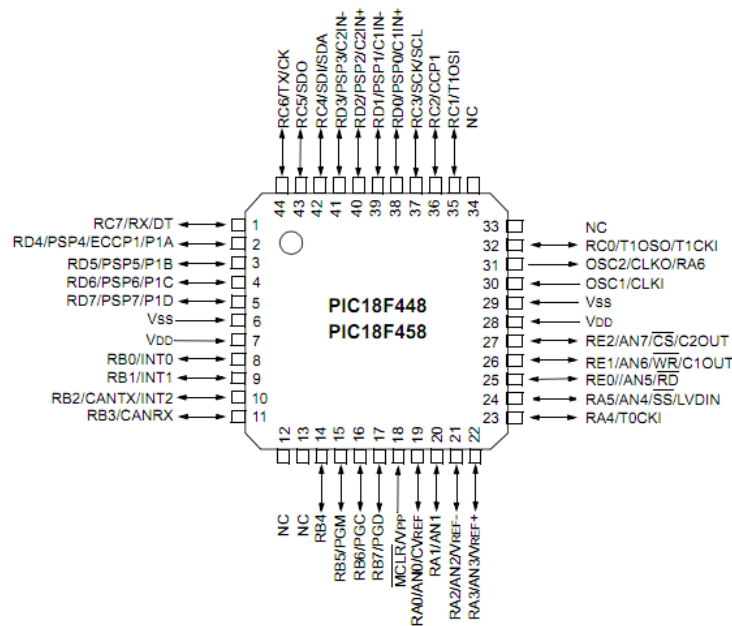


Figura 3.5: Microcontrolador utilizado no projecto

Dentro desta família de processadores existe uma vasta gama que se adaptam às exigências de cada projeto. A escolha do processador certo exige o conhecimento dos detalhes e das necessidades do projeto. A Microchip possui uma aplicação no seu endereço eletrónico [11] que permite escolher de forma bastante simples qual o microcontrolador a utilizar através das características necessárias. Para a escolha dos microcontroladores deste projeto existem as restrições de poder ser alimentado a 3.3 V, possuir suporte ao barramento CAN, comunicação série, pelo menos dois canais de ADC (conversor analógico-digital) e pelo menos um temporizador. A escolha caiu para o microcontrolador PIC18LF458 [12] que possui as mesmas características do PIC18F258 utilizado ao longo do curso com a diferença de que existe em encapsulamento SMD.

O PIC18LF458 está disponível no encapsulamento TQFP-44, com tamanho reduzido, ideal

para este tipo de projetos. De entre outras características possui 3 temporizadores, suporte a interrupções, 8 canais de ADC com resolução de 10 bits, gerador de PWM, módulo de comunicação CAN e comunicação série via UART. Suporta funcionamento com frequências de *clock* até 40 MHz e não possui oscilador interno e aceita como tensão de alimentação valores entre os 2V e os 5.5 V e consegue fazer o drive de 25 mA por porta.

### 3.5 Barramento CAN

Existem vários mecanismos que permitem a interface de sensores, microcontroladores e outros dispositivos entre si como, por exemplo: *CAN*, *I<sup>2</sup>C*, *SPI*, *USART*, cada um com as suas características. De entre os vários tipos de protocolos de comunicação existentes, a escolha foi para o barramento *CAN* devido a este ser bastante robusto e suportar grandes distâncias, o que o torna utilizado nas redes industriais e nos automóveis. Este documento não pretende entrar ao nível dos detalhes do protocolo *CAN*, no entanto esta secção dedica-se a explicá-lo de uma forma simples.

O protocolo *CAN* começou a ser desenvolvido em 1983 pela *Bosch* [13] [3] com o propósito de ser utilizado na interligação de componentes eletrónicos em automóveis. Foi oficialmente apresentado em 1986 num congresso em Detroit, Michigan e rapidamente se difundiu por outras áreas como o controlo industrial. A rápida aceitação deste protocolo de comunicação levou à criação do *standard* internacional [13] ISO 11898 que especifica os detalhes das duas camadas mais baixas do modelo OSI (open systems interconnection) deste protocolo.

O protocolo *CAN* é um *standard* de comunicação série assíncrono que interliga vários dispositivos a um único barramento com taxas de transmissão que podem chegar a 1 Mbit/s. Uma rede deste género pode ser estabelecida utilizando apenas dois fios com a designação de *CAN High* e *CAN Low*. Apesar de apenas serem necessários estes dois condutores, habitualmente é também utilizado um outro com *Ground*. Aquilo que faz deste protocolo uma escolha para aplicações industriais é a sua imunidade ao ruído eletromagnético [3]. Esta característica advém da codificação dos bits ser feita através da diferença de potencial entre os dois terminais *CAN High* e *CAN Low* ao invés de ser apenas pela tensão num fio. Com esta montagem, o ruído eletromagnético irá interferir nos dois condutores (ruído de modo comum) e a diferença de potencial entre os mesmos permanece inalterada.

O acesso ao barramento é controlado através do método de arbitragem CSMA/NBA (*Carrier Sense Multiple Access with non-destructive Bitwise arbitration*) [13]. Este método evita colisões no meio quando dois dispositivos diferentes pretendem aceder ao mesmo através

de uma operação *Bitwise* onde se compara o identificador das mensagens e é garantido o acesso à mensagem que possui o identificador mais baixo. A explicação elétrica de como isto é possível aparece no parágrafo seguinte.

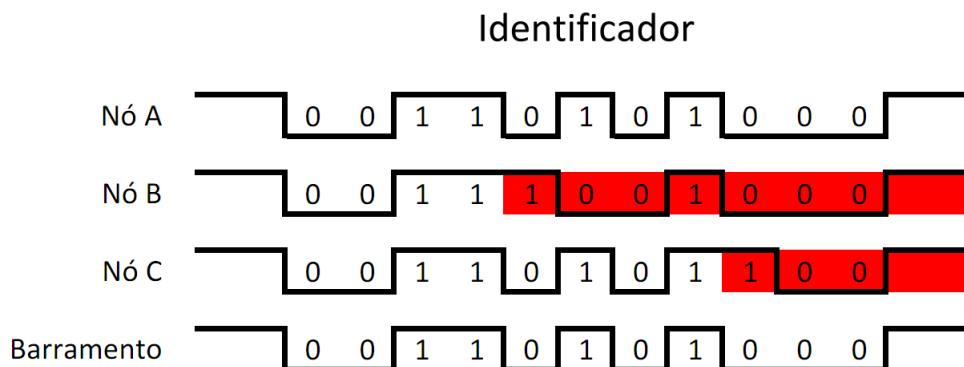


Figura 3.6: Exemplo do método CSMA/NBA para o barramento *CAN*

No protocolo *CAN* a comunicação não é baseada em tensões nível alto ou baixo mas sim em *bits* dominante e recessivo que são representados através da codificação das linhas *CAN High* e *CAN Low*. Esta terminologia sugere que, se um dispositivo estiver a aceder ao barramento com um bit recessivo e outro tentar transmitir um bit dominante este último tem acesso ao barramento e o primeiro passa ao estado *listen*. A figura 3.6 exemplifica este tipo de funcionamento com três dispositivos a tentar aceder ao barramento. Como o nó A tem o identificador da trama mais baixo ganha o acesso ao meio e transmite os seus dados. Este funcionamento é possível porque a interface com o barramento é feita através de "open-collector", ou seja, basta que um dispositivo tenha o seu transistor de saída a conduzir para que o nível lógico de todo o barramento seja 0.

O protocolo *CAN* permite o envio de vários tipos de tramas e os seus campos estão explicados na tabela 3.1.

### 3.5.1 Driver CAN MAX3051

Para fazer a interface entre os microcontroladores e o barramento *CAN* são necessários circuitos de *driver* que consigam providenciar a capacidade de transmitir dados em modo diferencial. Também pode ser necessária a adaptação dos níveis de tensão do barramento para os do microcontrolador.

O circuito de *driver* escolhido é da *Maxim Integrated Circuits* e tem a referência MAX3051 [14].

Nome do campo	Bits	Propósito
Início de trama	1	Delimita o início de uma trama
Identificador	11	Identificador da trama que representa a prioridade
RTR	1	Requisita uma transmissão
IDE	1	Extensão do identificador
Reservado	1	
Tamanho de dados	4	Número de bytes de dados (0 a 8 bytes)
Dados	0-64	Campo de dados
Checksum	15	
Delimitador checksum	1	
ACK	1	Emissor envia bit recessivo e algum receptor coloca bit dominante
Delimitador de ACK	1	
Fim de trama	7	

Tabela 3.1: Tabela com os campos do datagrama *CAN* [3]

É alimentado a uma tensão de 3.3 V e pode ser ligado a um barramento *CAN* com níveis de  $-7 V$  até  $+12 V$ .

Suporta quatro modos de funcionamento dependendo da velocidade de transmissão necessária e consegue atingir 1 *Mbit/s*.

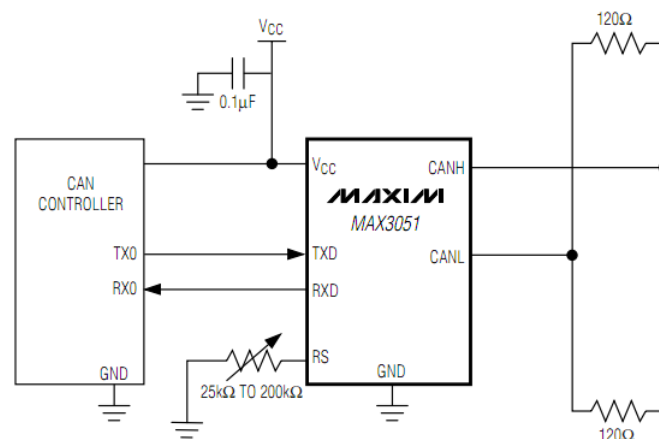


Figura 3.7: Esquema do MAX3051



## 3.6 Bateria e unidades de gestão de energia

Qualquer dispositivo eletrónico que tenha como uma das suas características a portabilidade necessita de baterias que lhe forneçam a energia necessária ao seu funcionamento. Existem vários tipos de baterias no mercado e a sua escolha depende essencialmente do valor de tensão, da capacidade de fornecimento de corrente e do peso/volume, sendo este último, muitas vezes, o fator que condiciona o tamanho e peso de todo um dispositivo.

Uma bateria não mantém a tensão constante nos seus terminais ao longo do seu processo de descarga. Consequentemente é necessário recorrer a circuitos a jusante que possam regular essa tensão de forma a ser constante para o circuito. Da mesma forma, a carga máxima armazenada na bateria é limitada, o que obriga à utilização de circuitos que façam a interface com um carregador, bem como ter mecanismos que permitam monitorizar a tensão da bateria e avisar o utilizador em caso de bateria fraca.

### 3.6.1 Bateria

As baterias normalmente mais utilizadas em dispositivos portáteis, como os telemóveis, são as baterias de Li-ion (iões de Lithium). O seu processo de funcionamento baseia-se em reações químicas onde os iões de lítio se movem do eléctrodo negativo para o positivo durante a descarga e fazem o movimento inverso durante o processo de carregamento.

Como características principais este tipo de baterias apresentam elevadas densidades de energia, não possuem efeito memória e têm uma resistência de perdas muito elevada o que faz com que percam pouca carga quando não estão em uso. Apresentam a desvantagem principal de não poderem ser descarregadas na totalidade sob pena de ficarem danificadas, o que implica monitorização da carga da bateria.

A bateria escolhida para este projeto apresenta uma tensão nominal de  $3.7\text{ V}$  e uma capacidade de corrente de  $1800\text{ mAh}$ .

Segundo a equação 2.1 que relaciona a pressão dentro da garrafa do ARICA com a sua autonomia, uma garrafa de 6 litros, carregada a  $300\text{ Bar}$  dá ao seu operador, em média, uma autonomia de 45 minutos. Tendo em conta a majorante das correntes consumidas pelos principais dispositivos: *CAN driver* -  $35\text{ mA}$ ; *Step-up* -  $15\text{ mA}$ ; *MCU* -  $30\text{ mA}$ ; *Led RGB* -  $40\text{ mA}$ ; *Bluetooth* -  $75\text{ mA}$ , obtém-se uma soma de  $180\text{ mA}$ . Com base neste valor, a bateria



Figura 3.8: Bateria

permite uma autonomia de quase 10 horas o que se revela manifestamente suficiente face à autonomia de um ARICA, mesmo que numa intervenção se troque a garrafa vazia por outra carregada uma vez.

### 3.6.2 Carregamento da bateria

De forma a não danificar a bateria o carregamento da célula tem que ser feito segundo algumas regras e não se pode simplesmente conectar o carregador DC diretamente à bateria, mas deve utilizar-se um chip de carregamento. Com isto pretende-se aumentar a longevidade da célula.

Existe uma variedade de circuitos de carregamento de baterias e o utilizado neste projeto é o MAX1555 [15] do fabricante *Maxim*. É um circuito que permite fazer o carregamento de uma bateria de *Li-ion* através de uma fonte DC ou através de um dispositivo USB. Consegue fazer o carregamento de baterias até aos  $4.2V$  aceitando como entrada uma tensão de  $3.7 V$  até  $7 V$ , obviamente, desde que seja superior à tensão da bateria. Tem mecanismos de proteção contra sobreaquecimento prevenindo a danificação do circuito em caso de mau funcionamento.

O processo de carga consiste em duas fases num caso normal ou em 3 fases caso a bateria apresente menos de  $3 V$  aos terminais. O modo de pré-carga existe para proteger baterias muito descarregadas e consiste no carregamento através de uma corrente constante de  $40 mA$ , até que a tensão da bateria ultrapasse os  $3 V$ . Quando isso acontece o circuito entra no modo de carregamento normal.

Quando conectado a uma fonte DC, e não a uma fonte USB, a carga começa por ser feita a uma corrente constante de  $280 mA$ . Quando a tensão na bateria ultrapassa os  $3.7 V$  a carga passa a ser feita a uma tensão constante e a corrente diminui gradualmente à medida que a tensão da bateria iguala a tensão de saída do chip.

A figura 3.9 apresenta o diagrama de ligações do MAX1555.

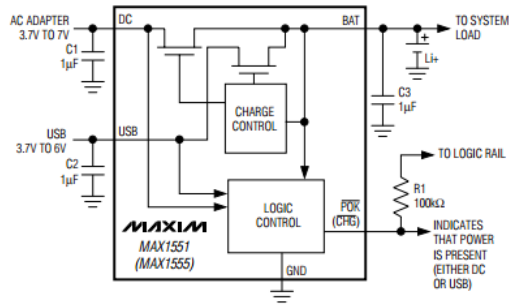


Figura 3.9: Diagrama interno e esquema de ligação do MAX1555

A ligação USB encontra-se desligada devido a apenas se utilizar a ligação a uma fonte DC. A tensão de entrada é de 5 V através de um vulgar carregador de tensão variável. O pino /CHG é um open-drain e indica o estado do carregamento. Este pino fica em estado lógico baixo quando a bateria está a carregar e vai gradualmente subindo até alta impedância quando a carga está a ser feita em modo de tensão e a corrente de carga baixa os 50 mA.

O fabricante recomenda a colocação de condensadores de desacoplamento à entrada e à saída, cerâmicos e com capacidade de 1  $\mu F$ .

### 3.6.3 Regulador de tensão 3.3 V

Como já foi dito, a tensão da bateria não se mantém constante ao longo de todo o processo de descarga. Por isso é necessária a utilização de reguladores que, independente-mente da tensão da bateria, dentro de certas condições, coloque no circuito uma tensão estável.

O regulador utilizado neste projeto é o MCP1824S-3302 [16] da *Microchip*. É um regulador “*Low dropout*” que tem na saída um tensão regulada de 3.3 V. Apresenta uma queda de tensão da entrada para a saída de apenas 200 mV quando está a ser puxada a máxima corrente permitida que é de 300 mA contínuos. Apresenta proteção contra sobreaquecimento e contra curto-circuito. A figura 3.10 mostra o diagrama de blocos completo do regulador em questão.

Conseguem-se visualizar os elementos que monitorizam a temperatura e o abaixamento do nível de tensão à entrada, providenciando o desligar da unidade.

A montagem do regulador mostra-se na figura 3.11. O pino de *shutdown* encontra-se ligado ao nível lógico alto através de uma resistência de *pull-up*, o que permite ter a linha de 3.3 V sempre ativa, a menos que a tensão de entrada desça abaixo dos  $V_{out} + 0.2$ , ou seja,

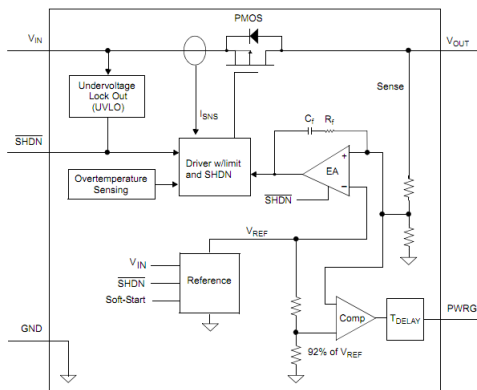


Figura 3.10: Diagrama interno do MCP1824S

3.5 V. Isto permite que o microcontrolador tenha sempre energia, mesmo quando a bateria tem pouca carga para fazer o aviso de bateria fraca ao operador.

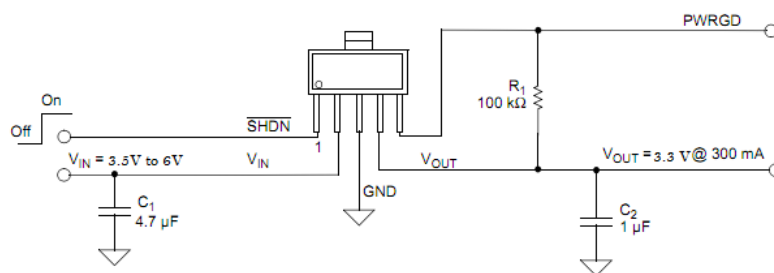


Figura 3.11: Esquema da ligação do MCP1824S

O pino *PowerGood* serve para indicar que a tensão de saída já se encontra no nível desejado mas não vai ser utilizado neste projeto, por isso conecta-se ao nível alto através de uma resistência de *pull-up*.

De acordo com as recomendações do fabricante a saída tem um condensador cerâmico de 100 nF e a entrada tem um condensador também cerâmico de 4.7 nF. São necessários para estabilizar a tensão à saída, diminuir algum ruído de alta frequência e funcionam como uma reserva de energia próxima do circuito para responder a picos de consumo.

### 3.6.4 Circuito de Step-Up para 5 V

Como já foi descrito, a parte analógica deste projeto está alimentada a 3.3 V, no entanto, os sensores propostos nas secções anteriores necessitam de uma alimentação de 5 V para estarem em funcionamento. Para conseguir esse objetivo é necessário utilizar um circuito que

faça o Step-Up da tensão de 3.3 V para uma tensão estável de 5 V.

O circuito empregue neste projeto é da *Texas Instruments* e tem como referência TPS61240 [17]. É um circuito baseado nos reguladores Boost com uma frequência de controlo de 3.5 MHz com PWM variável. Tem como gama de tensões de entrada valores entre os 2.3 V e os 5.5V com uma tensão de saída de 5 V e erro de 2 %. Conseguir fornecer continuamente até 200 mA o que se revela suficiente para a alimentação dos dois sensores utilizados.

A figura 3.12 mostra o diagrama de ligação deste chip. O fabricante recomenda a utilização de condensador cerâmico à entrada de 2.2  $\mu F$  o mais perto possível do circuito. Também é aconselhado um condensador cerâmico na saída que pode ser calculado em função do *ripple* desejado. Para esta aplicação o condensador é de 4.7  $\mu F$  e através da equação 3.2 com  $I_{OUT} = 13 mA$  (a soma entre a corrente necessária pelos dois sensores), o *ripple* é  $\Delta V = 0,3 mV$ . A bobina utilizada tem o valor recomendado pelo fabricante para aplicações típicas de  $L = 1 \mu H$

$$C_{min} = \frac{I_{OUT} \times (V_{OUT} - V_{IN})}{f \times \Delta V \times V_{OUT}} \quad (3.2)$$

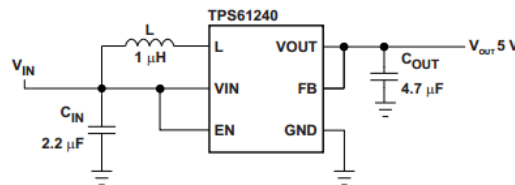


Figura 3.12: Esquema de ligação do circuito de Step-Up

O pino de EN permite desligar o chip. Está ligado a uma porta E/S do microcontrolador e quando o nível de bateria está baixo o circuito é desligado, desligando com isso os dois sensores de pressão, reduzindo a corrente necessária e protegendo a pilha de descarregar abaixo do seu nível crítico.

### 3.7 Comunicação sem fios

Para que os resultados da aquisição e processamento dos dados dos sensores estejam disponíveis no *smartphone* é necessária uma ligação com o mesmo. As possibilidades são o *Bluetooth*, o *Wi-fi* e a ligação através de *USB*. A ligação *USB* é a priori descartada pelo facto de necessitar de fios o que reduz a portabilidade do sistema, reduzindo também a comodidade e facilidade de utilização para o operador. De entre as tecnologias sem fios, a escolha foi para

o *Bluetooth* por já existirem módulos de comunicação no laboratório do IEETA e também por existir código de exemplo na literatura de como fazer a interface de um dispositivo *Android* com esse tipo de módulos.

O módulo utilizado é da *free2move* com a referência F2M03GLA [18] e a sua escolha deveu-se à existência dos mesmos no IEETA. É um módulo *low power* com muitas características como comunicação *USB*, *SPI*, *I2C*, *PCM*, mas aquela que é necessária ao projeto é a comunicação *UART* sobre *Bluetooth*.

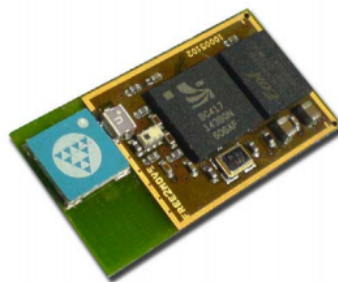


Figura 3.13: Módulo *Bluetooth* utilizado

O módulo pode ser alimentado com tensões de  $3.1\text{ V}$  a  $3.6\text{ V}$  e tem um consumo de pico de  $75\text{ mA}$ . Apresenta um alcance máximo de 350 metros em linha de vista.

Utiliza como protocolo de suporte à comunicação *UART* o *RFCOMM* que corre sobre *L2CAP* e providencia a emulação de uma porta série *RS-232*. Com este tipo de protocolo é possível ter até um máximo de 60 conexões com um dispositivo *Bluetooth* [19].

Para ligar o módulo ao circuito do projeto apenas é necessário conectar as linhas *TX* e *RX*, respetivamente às linhas *RX* e *TX* do microcontrolador.

Neste projeto, e visto se tratar de um protótipo, o módulo *Bluetooth* não se encontra soldado diretamente na placa, mas sim numa outra que faz a interface através de uma ficha o que torna a solução mais modular.

### 3.8 Unidades de alerta

Um dos objetivos do sistema *VitalAir* é substituir o manómetro analógico por uma outra forma de apresentação da pressão e também facilitar a progressão das equipas no terreno.

A indicação para o operador da pressão no interior da garrafa será feita através de um código de cores e da iluminação da peça facial. Um led *RGB* é incluído dentro da peça facial e a cor que apresenta indica qual o estado da reserva de ar.

Também um pequeno *buzzer* está incluído no sistema para despoletar alertas sonoros que podem funcionar para o operador ou também para a equipa encontrar mais facilmente algum bombeiro caído.

### 3.8.1 LED *RGB*

Dentro da peça facial está um led *RGB* [20] que faz a indicação luminosa do estado da pressão da garrafa. O código resume-se a 5 cores e apresenta-se na tabela 3.2.

Cor	Intervalo de pressão
Azul	$> 270 \text{ Bar}$
Verde	$200 - 270 \text{ Bar}$
Amarelo	$120 - 200 \text{ Bar}$
Laranja	$50 - 120 \text{ Bar}$
Vermelho	$< 50 \text{ Bar}$

Tabela 3.2: Código de cores do Led no interior da peça facial

Este Led tem disponíveis o ânodo e o cátodo de cada uma das suas cores *RGB*. Para fazer várias cores a partir do *RGB* é necessário mistura-las. Para a cor azul, acende-se o led azul, para a cor verde, acende-se o led verde, para a cor amarela, acendem-se os *leds* vermelho e verde, para a cor laranja, acende-se o led vermelho e através de controlo a partir de um gerador de *PWM* acende-se o led verde, para a cor vermelha utiliza-se apenas o *led* vermelho.

### 3.8.2 Avisador sonoro

Para avisar o operador de certos riscos é necessária uma unidade que produza alertas sonoros. Neste caso necessita-se de um volume que seja audível nas condições de atuação e de um módulo de dimensões reduzidas. O escolhido foi um avisador da *Mallory Sonalert* que apresenta uma frequência de  $2.3 \text{ KHz}$ , sensivelmente a meio da gama audível e uma pressão sonora a  $10 \text{ cm}$  de  $85 \text{ dB}$ . É alimentado a  $3 \text{ V}$  e consome uma corrente de  $30 \text{ mA}$ .

Possui uma interface com 2 pinos, alimentação e *GND*. Tem um aspecto cilíndrico com diâmetro de 12 *mm* e altura de 9.5 *mm*.



## Capítulo 4

# VitalAir - Implementação

### 4.1 Introdução

Neste capítulo pretendem mostrar-se os passos dados no desenvolvimento deste projeto bem como alguns dispositivos de teste dos sensores.

Começa-se por apresentar os passos necessários para a elaboração do sensor de frequência respiratória, secção 4.2.1, indicando-se igualmente os motivos da escolha do sensor, bem como o seu princípio de operação. Apresenta-se também o diagrama do mesmo, bem como uma fotografia do *setup* utilizado.

De seguida mostra-se o sensor de temperatura, secção 4.2.2, com breve explicação do seu princípio de funcionamento, diagrama do circuito e fotografia do *setup*.

Finda a explicação dos módulos de teste passa-se à explicação dos módulos utilizados para colocar o sistema em funcionamento de acordo com o explicado na secção 3.2. Apresenta-se o projeto da placa que substitui o manómetro do *ARICA*, da placa que fica alojada no capacete bem como do *software* para o cliente móvel.

## 4.2 Testes de desenvolvimento

Com o início da fase de projeto do *hardware* foi necessário determinar qual a melhor forma de recolher dados que permitissem determinar a frequência respiratória, bem como a temperatura máxima prevista a que toda a eletrónica possa ter que estar sujeita. Estes são claramente pontos importantes no trabalho e não seria possível conceber uma solução definitiva sem antes recolher este tipo de informações.

Neste sentido foram concebidas duas placas de teste para:

- Escolha do sensor para determinação da frequência respiratória;
- Determinação da temperatura ambiente máxima.

### 4.2.1 Sensor de frequência respiratória

O equipamento respiratório possui uma peça facial que é ajustada ao operador e oferece estanquicidade entre o interior e o exterior, como se vê na figura 4.1. O aparelho baseia-se num funcionamento em pressão positiva[5], ou seja, a pressão no interior da peça facial é ligeiramente superior à pressão atmosférica. Existe também uma válvula que apenas aciona fluxo de ar quando o operador inspira, mantendo o fluxo cortado em caso contrário.



Figura 4.1: Peça facial do ARICA ajustada ao operador

De acordo com este tipo de funcionamento, é previsível que a cada inspiração surja uma diminuição da pressão no interior, em relação à situação de expiração. Tendo por base esta premissa opta-se por medir a diferença de pressão dentro da peça facial, relativamente à pressão atmosférica. Para isso utiliza-se o sensor de pressão diferencial mostrado na figura 3.4.

Como a medição de frequência respiratória através deste sensor era, no início, apenas uma ideia hipotética, tornou-se necessário proceder ao desenvolvimento de uma pequena placa de teste para verificar o seu funcionamento.

O diagrama da figura 4.2 mostra como foi projetado o bloco de hardware responsável pelo teste do sensor mostrado na secção 3.3.2. Visto a saída ser em tensão, o microcontrolador converte o sinal analógico para digital com uma resolução de 8 bits e uma frequência de amostragem  $f_s = 10 \text{ Hz}$ . De seguida o sinal é enviado pela *UART* do microcontrolador para um computador através de um módulo *RF* por questões de mobilidade.

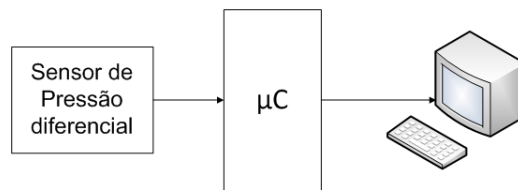


Figura 4.2: Diagrama de blocos da placa de teste do sensor de respiração

A unidade de processamento para esta placa de teste é baseada num microcontrolador *PIC18F258* da *Microchip* e utiliza uma bateria de  $9 \text{ V}$  6LR61 com um regulador para  $5 \text{ V}$ . A figura 4.3 mostra o *setup* montado em *PCB* e no anexo A apresenta-se o *layout* da mesma.

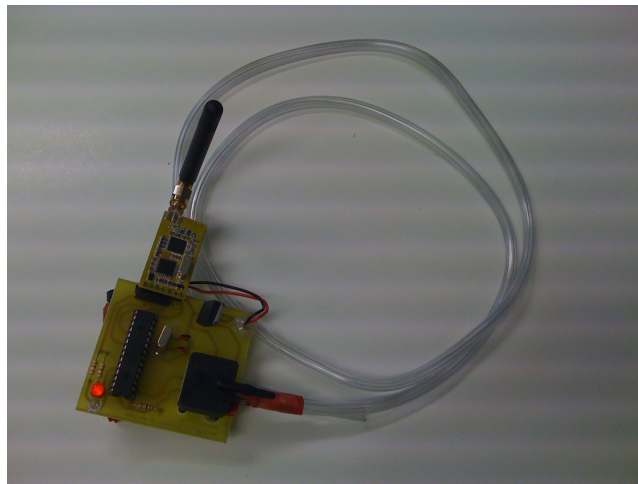


Figura 4.3: Circuito para teste do sensor de respiração

#### 4.2.2 Sensor de temperatura

As temperaturas a que os operacionais estão sujeitos são elevadas pelo que foi necessário saber aproximadamente qual a temperatura máxima de exposição, o que poderia previsivel-

mente condicionar a fase de projeto do hardware final.

Como se pretende medir temperaturas elevadas a escolha do sensor recaiu para uma sonda *PT100* distribuída pela *RS - 158-985* - [21] que admite uma gama de temperaturas  $-50^{\circ}\text{C}$  a  $200^{\circ}\text{C}$ .

As sondas de temperatura *PT100* necessitam de ser polarizadas com uma corrente constante e que não varie com a temperatura. A solução encontrada para fazer a polarização é apresentada na figura 4.4 e baseia-se numa fonte de corrente com dois transístores *BC557* e uma referência de tensão. Essa referência é de  $1.2\text{ V}$  que, devido ao  $V_{BE}$  dos dois transístores ser igual está aplicada à resistência  $R1$  de  $1.2\text{ k}\Omega$ , o que produz uma corrente constante de  $1\text{ mA}$ . Fazendo o  $V_{BE} = 0.7\text{ V}$  a tensão na base dos transístores é de  $5\text{ V} - 1.2\text{ V} - 0.7\text{ V} = 3.1\text{ V}$ . A resistência  $R2 = 2.7\text{ k}\Omega$  serve para polarizar a referência de tensão, um *LM185-1V2* [22] da *National Semiconductor* com uma corrente de aproximadamente  $1.1\text{ mA}$ .

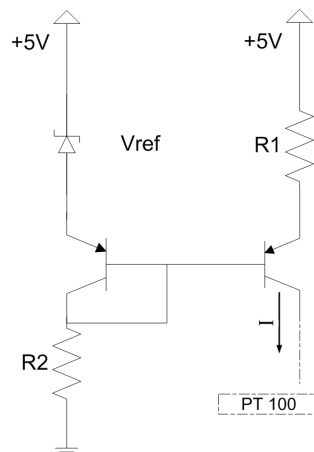


Figura 4.4: Circuito fonte de corrente constante

A corrente constante é aplicada à sonda que produz uma tensão na saída proporcional à temperatura. Este género de sensores varia a resistência conforme a temperatura e deve o seu nome ao facto apresentar uma resistência de  $100\ \Omega$  a uma temperatura de  $0^{\circ}\text{C}$ . A resistência para uma temperatura de  $200^{\circ}\text{C}$  é de  $176\ \Omega$  [23]. Com a corrente de  $1\text{ mA}$  na sonda de temperatura e com estes valores de resistência é fácil verificar que, pela lei de *Ohm* a gama de tensão de saída será de  $100\text{ mV} - 176\text{ mV}$  o que se demonstra ser pouco adequado para as entradas analógicas do microcontrolador. Assim, é necessário proceder ao acondicionamento de sinal para que os níveis sejam os mais adequados à gama de entrada do conversor analógico-digital usado.

O acondicionamento de sinal para esta sonda, neste projeto, baseia-se num amplificador operacional *rail-to-rail MCP601* numa montagem não inversora. As resistências utilizadas

conferem um ganho de  $G = \left(1 + \frac{R_f}{R_1}\right) = 23$ . Com a condicionante de que as entradas analógicas do microcontrolador apenas suportam tensões até  $5\text{ V}$  esse será o valor máximo lido pela *ADC*. Quando na saída do andar de acondicionamento estão  $5\text{ V}$  significa que à entrada estão  $\frac{5\text{ V}}{23} = 217\text{ mV}$  o que corresponde a uma resistência de  $217\ \Omega$ , e segundo as tabelas deste tipo de sensor, a uma temperatura de  $316^\circ\text{ C}$ .

Na figura 4.5 pode ver-se um diagrama de blocos deste projeto, enquanto que na figura 4.6 mostra o *setup* montado em placa de circuito impresso. Também no anexo B está apresentado o *layout* da *PCB*.

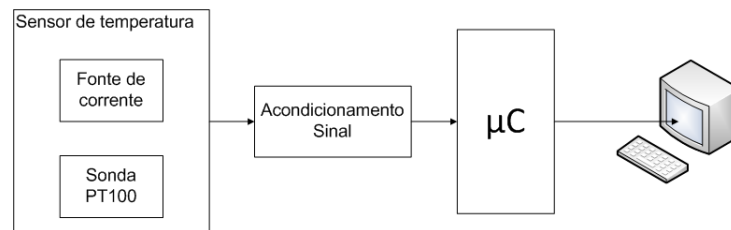


Figura 4.5: Diagrama de blocos da placa de aquisição de temperatura

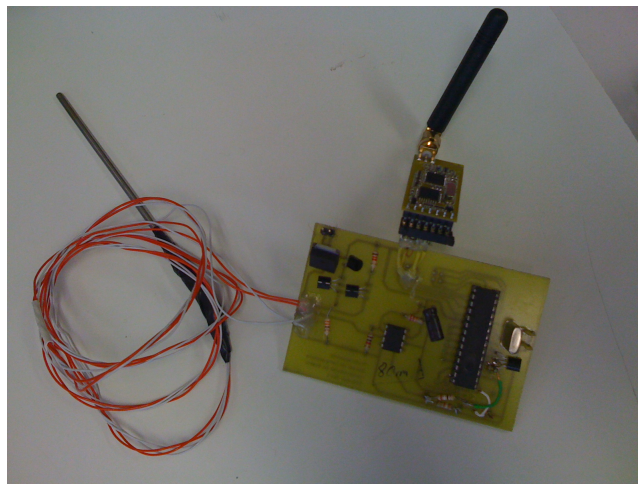


Figura 4.6: Circuito para leitura de temperatura ambiente

### 4.3 Módulo do manómetro

Para a medição da pressão barométrica no interior da garrafa de ar comprimido é necessário utilizar um transdutor dessa grandeza para variável elétrica montado na ligação ao manómetro de pressão. Esta remoção do manómetro de pressão, que possui uma massa considerável, abre lugar para o módulo com a fonte de energia e a placa de medição de pressão e comunicação com o cliente móvel.

## Implementação

Este módulo congrega as funcionalidades de leitura do valor do sensor de pressão da garrafa, gestão da energia, recepção de dados do módulo do capacete e comunicação com o cliente móvel via *Bluetooth*. A unidade de processamento consiste na explicada na secção 3.4. O sensor para transdução da pressão da garrafa está referenciado na secção 3.3.1 e possui saída em tensão numa gama de 0.5 V a 4.5 V para uma gama de pressões de 0 *psi* até 5000 *psi*. Como a tensão de saída ultrapassa os níveis admissíveis para as entradas da *ADC* do microcontrolador é necessário proceder ao correto acondicionamento de sinal. Como estes pinos do microcontrolador possuem um condensador na entrada, o qual em regime estacionário não absorve corrente, é possível conectar o sensor à *ADC* por meio de um divisor resistivo. O divisor resistivo está dimensionado para baixar o máximo de tensão de 4.5 V para os 3.3 V da alimentação microcontrolador, mostra-se na figura 4.7 e a dependência de  $R_2$  com  $R_1$  para estes valores de tensão, na equação 4.1.

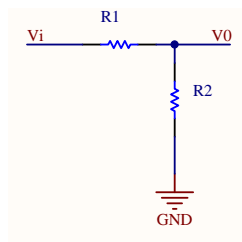


Figura 4.7: Divisor resistivo

$$V_0 = V_i \frac{R_2}{R_1 + R_2} \Leftrightarrow R_2 = V_0 \frac{R_1}{V_i - V_0} \Leftrightarrow R_2 = 2,75 R_1 \quad (4.1)$$

Com base nesta dependência e com  $R_1 = 1.2 \text{ k}\Omega$  obtemos  $R_2 = 3.3 \text{ k}\Omega$ . A ligação eléctrica com o sensor de pressão é feita por intermédio de uma ficha que pode ser desligada quando é necessário retirar o módulo do equipamento respiratório para carregar a bateria ou para limpeza do equipamento.

Quanto à gestão de energia este módulo possui todos os blocos funcionais explicados na secção 3.6. Referir também que existe uma interface de ligação física com um carregador de tomada de 5 V e que o nível de tensão da bateria está a ser monitorizado pelo microcontrolador por forma a impedir a descarga completa, o que pode danificar a mesma. A monitorização é feita através da *ADC* também com um divisor resistivo da figura 4.7 de  $R_1 = R_2 = 4.7 \text{ k}\Omega$  o que permite descer o nível máximo de tensão da bateria de  $V_{bat} = 3.7 \text{ V}$  para sensivelmente metade. Quando o nível da bateria chega aos 3.55 V é gerado um alerta para o utilizador.

Quando atinge os 3.5 V são desligados os blocos de *step-up*, comunicação por barramento *CAN*, comunicação por *Bluetooth* e os microcontroladores são colocados em modo *sleep*.

O circuito dispõe de uma barra de três leds com as cores verde, amarelo e vermelho para indicações que se mostram na tabela 4.1.

Cor	Indicação
Verde	Funcionamento correto
Amarelo	Aviso de bateria fraca
Vermelho	Bateria vazia

Tabela 4.1: Código de cores dos leds de indicação

A ligação para o módulo do capacete é feita por intermédio de uma ficha que pode ser desligada permitindo também a remoção deste módulo para a carga da bateria. Essa ficha possui, não só, as ligações para o barramento *CAN*, mas também as ligações de energia para a alimentação de  $V_{CC}(5 V)$  e  $DV_{CC}(3.3 V)$  do segundo módulo.

A programação do módulo é feita por uma ficha de ligação *standard* utilizada no laboratório do *IEETA*. Esta ficha permite o acesso aos pinos *PGC*, *PGD*, *TXD*, *RXD*, *GND*, *MCLR* e alimentação. Visto este sistema se tratar de um protótipo também o módulo *Bluetooth* explicado na secção 3.7 faz a interface com o módulo através desta ficha e não está soldado diretamente na placa.

O microcontrolador não possui oscilador interno pelo que a sua frequência de operação é determinada por um oscilador de 20 *MHz* da *Abracom*.

Os condensadores ligados entre a tensão de alimentação e a massa são condensadores de desacoplamento. Funcionam como uma reserva de energia temporária perto do circuito. São nomeadamente importantes em componentes que trabalhem a frequências elevadas como os circuitos digitais.

A figura 4.8 é possível observar o módulo do manómetro dentro da caixa e com o módulo *Bluetooth* ligado.

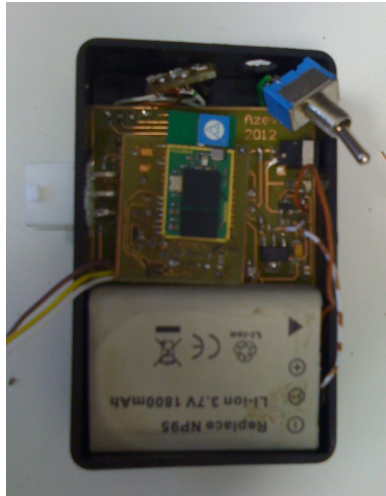


Figura 4.8: Módulo do capacete

### Diagrama de blocos do *Firmware*

O *Firmware* deste módulo baseia-se exclusivamente no atendimento de interrupções. No final da inicialização do microcontrolador há um ciclo infinito que é quebrado cada vez que uma determinada fonte solicita uma interrupção. Também a medida das referências temporais não é feito com base nos seus *timers* internos mas com base na recepção de tramas *CAN* do módulo do capacete.

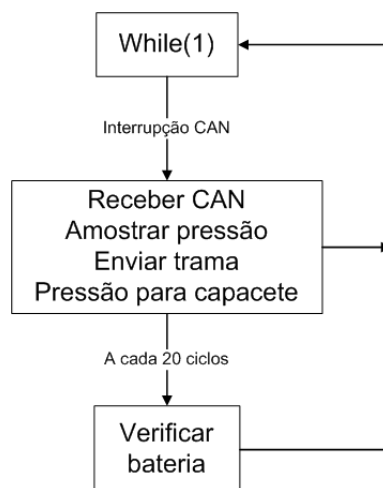


Figura 4.9: *Firmware* do módulo do manómetro

A informação do sistema é enviada por *Bluetooth* para o exterior por meio de um vector de dados. O aspecto dos vectores enviados pelo sistema é o seguinte onde os oito primeiros valores numéricos representam valores de amostragem do sensor de respiração e o último o



valor da pressão no interior da garrafa em, expresso em *bar*.

Vital;36;38;32;33;37;36;35;270

## 4.4 Módulo do capacete

Este sistema de monitorização da respiração para Bombeiros possui um módulo dentro do capacete como foi explicado na secção 3.2. A retro-iluminação da peça facial e a medição da pressão dentro da mesma faz com que este sistema necessite de possuir um módulo junto da cabeça. A posição para este circuito foi escolhida tendo em conta a proximidade com a peça facial e também pelo nível de proteção conferido pelo capacete. É responsável pela medição do ritmo respiratório bem como pela atuação nos sistemas de alerta.

### Implementação

A simplicidade do módulo do capacete e as semelhanças da unidade de processamento com o circuito da secção 4.3 não justificam grandes alongamentos na sua explicação. A unidade de processamento, geração de frequência de operação, e interfaces de programação e de barramento *CAN* são iguais às explicadas anteriormente. Pelos testes realizados e explicados na secção 5.2 o valor de tensão do módulo de medição da respiração não ultrapassa os 1.5 V o que dispensa a utilização de divisor resistivo para a porta da *ADC* do microcontrolador.

O *buzzer* está ligado a uma porta de *I/O* do microcontrolador que o ativa em caso de alerta. O led *RGB*, tal como o nome indica, é constituído por três pequenos leds com as cores vermelho, verde e azul. O código de cores é gerado através da combinação de intensidade de luz destes três elementos. Cada um dos leds ligado independentemente, cria as suas cores. A cor amarela e laranja são criadas pela combinação de intensidades de cor dos leds vermelho e verde. A cor amarela necessita da mesma quantidade de verde e de vermelho e a cor laranja da cor verde com metade da intensidade da cor vermelha. Com base neste código de cores a ligação deste led é feita da seguinte forma:

- **Verde** - pino de *PWM* do microcontrolador;
- **Azul** - pino de *I/O* (saída do microcontrolador);

- **Vermelho** - pino de *I/O* (saída do microcontrolador);

O led verde ligado ao controlo de *PWM* possibilita a regulação da intensidade do mesmo.

Os condensadores de desacoplamento são utilizados pela mesma razão do que foi explicado na secção 4.3.



Figura 4.10: Módulo do capacete

### Diagrama de blocos do *Firmware*

De acordo com aquilo que é explicado no ponto anterior, este módulo atua sobre um led *RGB*, um *buzzer*, adquire valores da diferença de pressão entre a peça facial e o exterior e ainda possui interface *CAN*. O *firmware* deste módulo baseia-se em funções que permitem que estas tarefas sejam completadas.

O elemento central do *firmware* é um *timer* que gera interrupções a cada  $40\text{ ms}$  ( $25\text{ Hz}$ ). Este *timer* controla a frequência de amostragem da tensão de saída do sensor de pressão relativa que está conectada a uma porta da *ADC* configurada com um tempo de aquisição de  $F_{OSC}/8 = 2\text{ }\mu\text{s}$  e uma precisão de  $8\text{ bits}$ . De forma a aproveitar o tamanho máximo do campo de dados do protocolo *CAN* (8 bytes), cada vez que são recolhidas oito amostras da diferença de pressão, estas são enviadas através desse barramento para o módulo do manómetro.

Além do funcionamento normal, explicado no parágrafo anterior, estão também configuradas interrupções de chegada de uma trama *CAN*. A trama de chegada pode conter indicações do estado da reserva de ar comprimido, do botão de pânico ou do estado de carga da bateria. Essas indicações permitem mudar as cores do led, acionar o *buzzer* ou colocar o sistema em modo *sleep*.

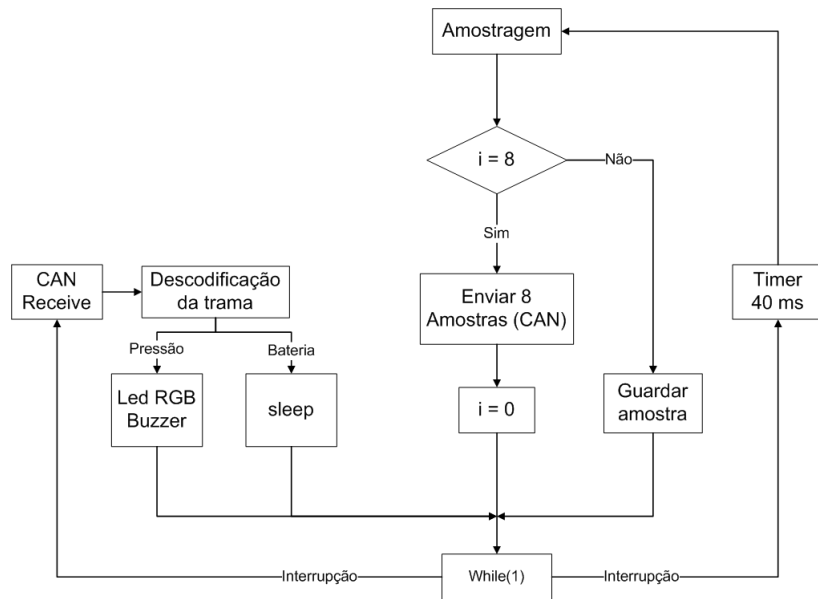


Figura 4.11: *Firmware* do módulo do capacete

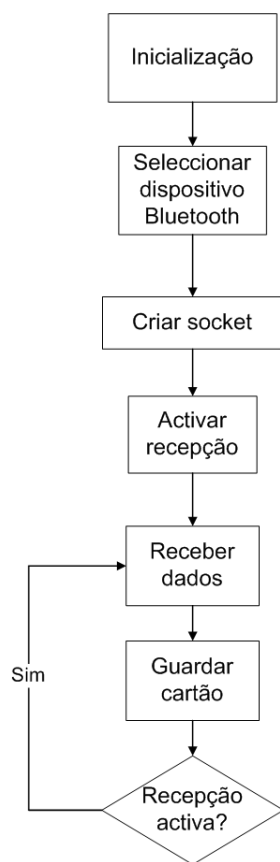
## 4.5 Cliente móvel

O cliente móvel consiste no *software* a ser corrido no telemóvel. O *smartphone* utilizado possui sistema operativo *Android 2.2.2*. Esta solução apresenta-se particularmente bem adaptada aos objetivos deste trabalho pois possui interface *Bluetooth*, cartão de memória e a programação é em ambiente *Java* com o qual se adquire bastante familiaridade ao longo do Mestrado Integrado.

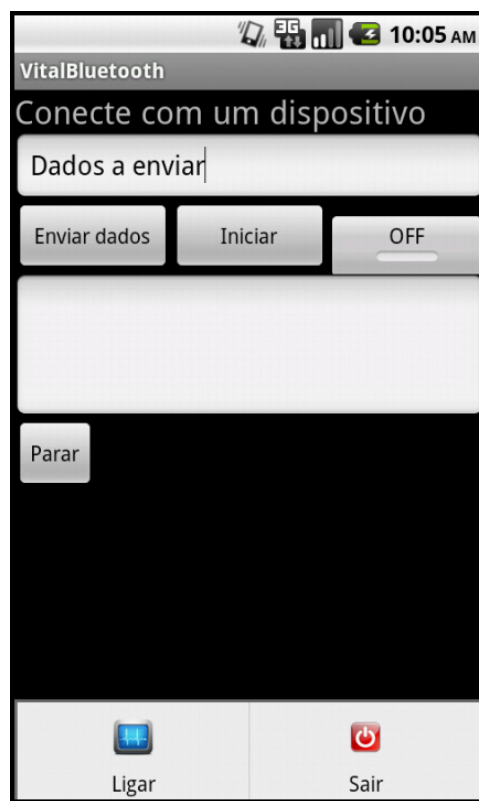


Figura 4.12: *Smartphone* utilizado no trabalho

O *software* cliente móvel apresenta como características o emparelhamento com dispositivos *Bluetooth*, a recepção de dados através desta porta e a salvaguarda dos mesmos no cartão de memória do aparelho. Esse ficheiro permite, posteriormente, a análise destes dados e também a sua comparação com os adquiridos por outros suportes, como por exemplo, o *VitalJacket*.



(a) Diagrama de fluxo do funcionamento normal



(b) Aspecto gráfico da aplicação

Figura 4.13: Cliente móvel

Para tornar a solução mais modular e permitir a sua fácil expansibilidade, existe também a possibilidade de serem criadas várias ligações (até um máximo de 7) com outros dispositivos de aquisição de dados e salvarguardar os mesmos. Também dispõe de um *menu* para emparelhar com o dispositivo com o qual se pretende comunicar.

O *software* baseia-se no exemplo *Bluetooth Chat* da página web *Android developers* [24] tendo sido reutilizados alguns trechos desse código.

A figura 4.13 mostra o diagrama de fluxo do software, quando utilizado no âmbito deste projeto e mostra também o aspecto gráfico da aplicação num emulador de *Android* para *Windows*. Olhando para as duas imagens é fácil perceber a interligação entre o diagrama de fluxo e o aspecto gráfico. A opção **ligar** mostra uma lista dos dispositivos emparelhados e permite, ao carregar sobre o nome de um deles criar o *socket* de comunicação *Bluetooth*. Após ter sido criado o *socket* é necessário ligar o botão de **recepção** e de seguida premir **Iniciar**. A partir desse momento a aplicação começa a apresentar na caixa de texto a informação que chega por *Bluetooth* e além disso guarda essa informação num ficheiro com a designação

"VitalAir.txt" na raiz do cartão de memória.

## 4.6 Aplicação de tratamento de resultados

Os dados enviados pelo sistema representam vectores de valores da amostragem do sensor de respiração e da pressão em *bar* da garrafa de ar comprimido. No entanto, os dados referentes à amostragem do sensor de respiração traduzem a variação de pressão no interior da peça facial ao longo do tempo e não a frequência respiratória em si.

### Leitura de dados pelo *PC*

Para que se possa ver graficamente que a variação de pressão dentro da peça facial tem uma relação direta com o ritmo respiratório foi feita uma aplicação em *Matlab* que permite fazer a interface com o sistema VitalAir através do protocolo de comunicação série com a placa *Bluetooth* do computador. A aplicação criada contém uma interface gráfica onde é possível observar a variação do ritmo respiratório e o valor da pressão dentro da garrafa de ar comprimido.

A figura 4.14 mostra o aspecto gráfico dessa aplicação onde se pode observar a área do gráfico, a área da pressão na garrafa e os comandos.

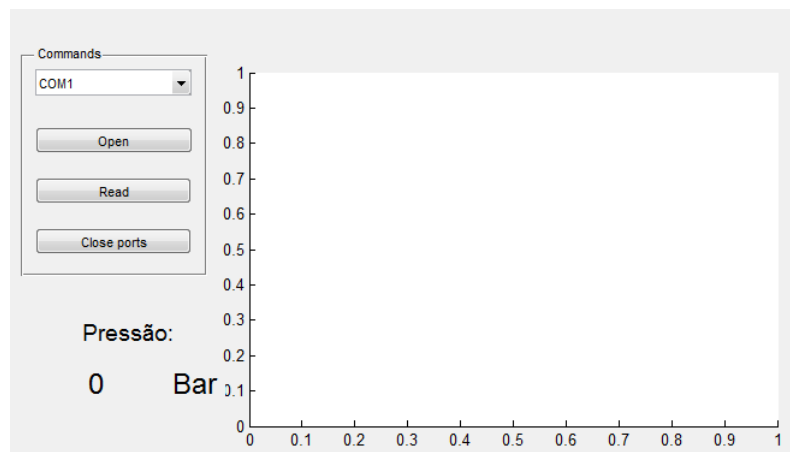


Figura 4.14: Aplicação *MatLab* para recepção dos dados

A aplicação baseia-se na ferramenta *GUIDE* do *software Matlab* onde é permitido criar programas com interfaces gráficas. O comando "Open" verifica se a porta COM selecionada

está disponível e abre a comunicação com a mesma. O comando "Read" inicia um ciclo de leitura com 40 segundos de duração. No final da leitura pode-se selecionar a opção "Close ports" que fecha a porta selecionada e grava os dados da respiração e da pressão na garrafa ao longo do tempo em 2 ficheiros binários cujo nome é "Hard coded".

Esta aplicação foi criada com o intuito de verificar o funcionamento do sistema sem a dependência da aplicação do cliente móvel.

### Leitura de dados adquiridos pelo *smartphone*

A aplicação do *smartphone* recebe os dados através do *Bluetooth* e guarda cada um dos vectores recebidos num ficheiro de texto com a apresentação seguinte.

```
Vital;36;38;32;33;37;36;35;270
```

Como o objetivo deste projeto não se prende com a programação extensiva de dispositivos *mobile*, os dados recebidos são analisados *à posteriori* por uma aplicação criada em *Matlab*. Essa aplicação separa os campos com informação de respiração e de pressão na garrafa e cria os gráficos de igual forma àquilo que é feito pela aplicação de leitura de dados pelo *PC*.

Com a informação do gráfico da respiração é também extraída a sua frequência. Os picos inferiores do sinal representam inspirações. Assim, cada vez que o sinal desce abaixo de um determinado valor e, em menos de 300 *milisegundos*, sobe acima do mesmo valor é marcado uma inspiração no tempo em que ocorre. No final é feita a operação diferença no vector de tempos de inspiração e de seguida passa-se este vector, que representa a diferença de tempo entre cada respiração em frequência *ciclos/min*.

$$Freq. respiratoria = \frac{1}{Diferenca\ entre\ inspiracoes} \times 60 \quad (4.2)$$

## Capítulo 5

# Avaliação do VitalAir

### 5.1 Introdução

Nesta secção apresentam-se os resultados obtidos durante o processo de desenvolvimento e avaliação do VitalAir incluindo os resultados dos protótipos iniciais e do sistema final. Começa-se por mostrar o resultado dos testes das placas de desenvolvimento em ambiente simulado e em ambiente real. De seguida, apresentam-se os resultados obtidos com os dados recolhidos a partir do PC, e depois, o tratamento dos dados recolhidos a partir do *smartphone*.

### 5.2 Resultados experimentais dos testes de desenvolvimento

Os módulos descritos anteriormente foram testados em ambiente de formação na Unidade Local de Formação dos Bombeiros Voluntários de Mangualde. O teste foi realizado no decorrer de uma formação de Combate a Incêndios Urbanos e Industriais para equipas de 1<sup>a</sup> intervenção da Escola Nacional de Bombeiros.

O módulo de temperatura indicou um valor máximo próximo de 120 °C no ambiente, no entanto, prevê-se que a temperatura em locais protegidos seja inferior, logo a utilização de dispositivos de eletrónica não é muito problemática.

O sensor de respiração foi testado primeiro em ambiente controlado e em seguida em ambiente real. A figura 5.2 mostra o que se conseguiu obter da saída deste sensor nos dois



Figura 5.1: Fotografia do curso de Combate a Incêndio Urbanos e Industriais

casos. Ambas as figuras mostram os sinais filtrados digitalmente e depois da aquisição a 4 Hz.

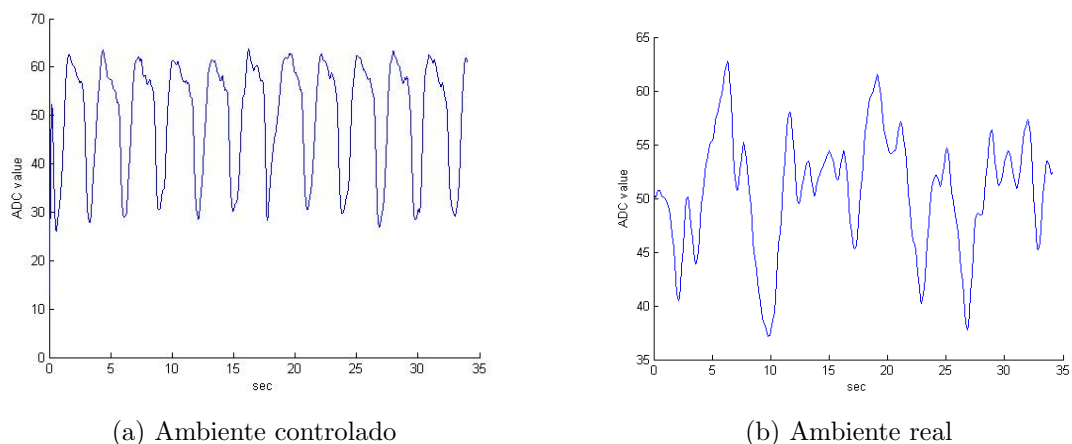


Figura 5.2: Dados recolhidos do sensor de respiração

Observa-se que com este sistema é possível inferir a frequência respiratória de um bombeiro. O teste feito em ambiente real, figura 5.2b, apresenta resultados com maior amplitude de ruído devido, não só aos artefactos de movimento mas também ao facto de a mangueira não estar totalmente ajustada à entrada do sensor. Isso faz com que seja perdida alguma pressão por essa união, logo, os resultados não são tão bons como aquilo que se estaria à espera, ou seja, iguais aos da figura 5.2a. Outro dos problemas verificados foi a baixa frequência de amostragem. Com o aumento da frequência de amostragem espera-se obter um sinal filtrado mais suave, sem transições bruscas, como apresenta o sinal obtido sobre condições reais.



Um dos problemas práticos encontrados está também relacionado com a comunicação dos módulos com o exterior. A comunicação foi baseada e *transceivers* de rádio-frequência que utilizam uma banda de 480 *MHz*. Também a comunicação via *Bluetooth* com o exterior foi testada com resultados significativamente piores. Por vezes existiram falhas de comunicação dos módulos com o computador, o que revelou que, por simplicidade, se adota apenas a solução de registar no cartão de memória do cliente móvel os dados do funcionamento, deixando a comunicação com o exterior para trabalho futuro.

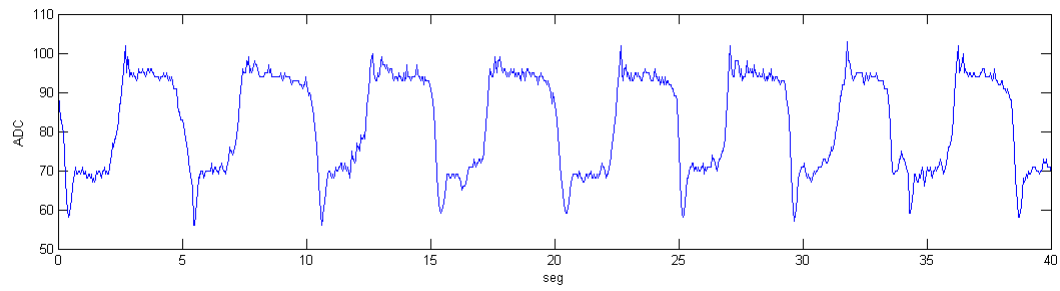
Outra das falhas detetadas tem a ver com a sincronização de dados. Todos estes testes foram realizados com o utilizador a envergar uma *t-shirt VitalJacket*. No final, não foi possível sincronizar os dados da respiração com os dados do *VitalJacket*, pelo que, um botão de geração de eventos ou a inclusão de *timestamps* tornou-se uma ideia a considerar.

### 5.3 VitalAir - resultados em várias atividades

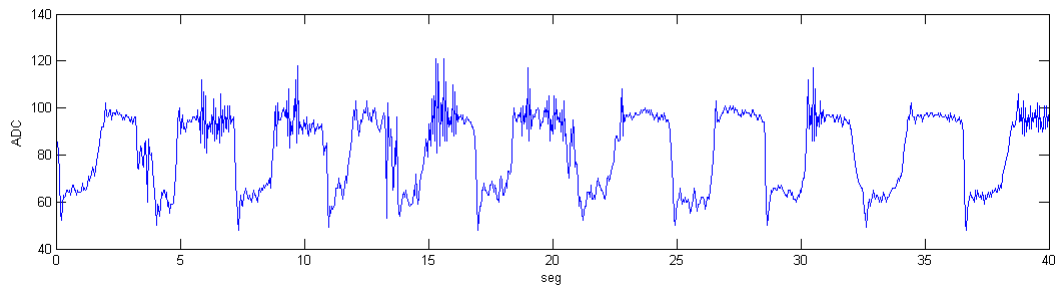
Antes do teste de campo final, e para certificar o bom funcionamento do sistema, foram realizados alguns testes em ambiente de laboratório. Esses basearam-se na aquisição de dados durante a realização de algumas atividades básicas que se presumiu poderem degradar a qualidade do sinal. Na figura 5.3 mostram-se quatro gráficos que exemplificam os testes realizados. Os dados foram adquiridos durante 40 segundos com o operador na posição de sentado, a andar, a falar e a simular taquipneia (hiperventilação) com acionamento do botão de fluxo direto.

**Operador sentado** Nos testes realizados com o operador sentado, figura 5.3a, observa-se que se obtém um sinal com muito pouco ruído e de onde se consegue, com bastante facilidade, retirar informação sobre a frequência respiratória. Os patamares de sinal mais baixos correspondem à inspiração e o pico no início de cada inspiração acontece devido à ação da pressão necessária para a abertura da válvula. A inspiração, com a válvula ainda fechada, vai diminuir a pressão dentro da peça facial até ao valor necessário para a abertura da válvula. Esse pico inferior apresenta as condições necessárias para se retirar informação sobre a frequência respiratória.

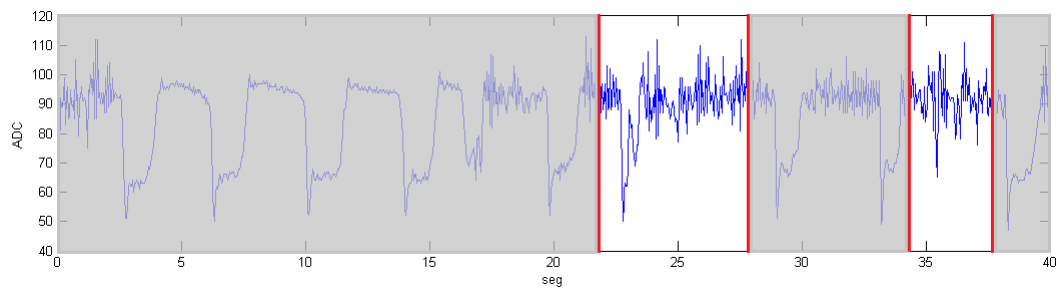
**Operador a andar** Os testes realizados em laboratório com o operador a andar, figura 5.3b, mostram também uma boa qualidade de sinal e, mais importante, mostram a independência do sinal obtido com o movimento. O ruído que se observa na expiração prende-se com um problema na válvula de expiração da peça facial do equipamento que foi emprestado para



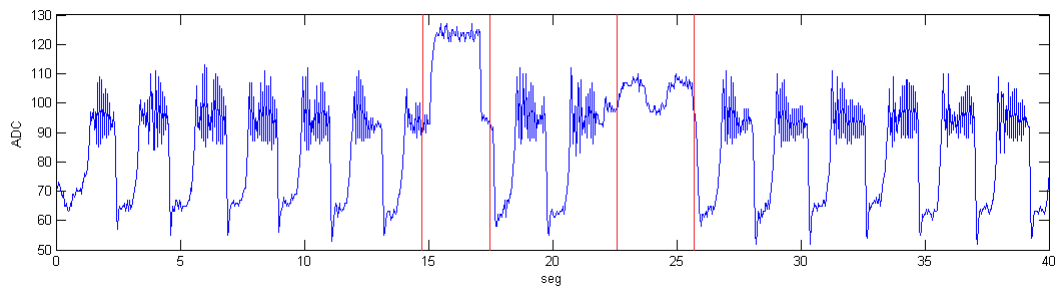
(a) Resultado com operador sentado



(b) Resultado com operador a andar



(c) Resultado com operador a falar



(d) Resultado com operador a hiperventilar

Figura 5.3: Testes de atividades em laboratório

os testes. A válvula deve estar totalmente aberta durante a expiração e tal não acontece, produzindo um som semelhante ao "ressonar".

**Operador a falar** A figura 5.3c mostra o resultado dos teste com o operador a falar. Os momentos de fala estão assinalados na imagem pelos blocos não sombreados. Observa-se que a qualidade do sinal se degrada com o falar, no entanto, é possível ainda assim retirar informação acerca da frequência respiratória. Isto acontece porque a verbalização só acontece aquando da expiração e a inspiração continua a ter uma diminuição de pressão suficiente para registar os picos.

A propagação do som faz-se através de pequenas variações de pressão no ar. Como o sensor de frequência respiratória está, de facto, a medir diferenças de pressão, é natural que a verbalização interfira com a qualidade do sinal.

**Operador a hiperventilar** O último teste realizado em ambiente laboratorial foi a simulação de taquipneia com acionamento da válvula de fluxo direto que se mostra na figura 5.3d. Durante a expiração, a qualidade do sinal apenas se vê substancialmente alterada na expiração, pela mesma razão explicada no teste de andar.

Nos momentos assinalados entre as barras a vermelho foi acionada a válvula de fluxo direto. No primeiro momento foi assinalada apenas durante a expiração e no segundo momento foi feita uma inspiração durante esse período. Observa-se que o evento da ação sob fluxo direto também pode ser detetável através do sinal o que, se for acionada várias vezes, pode também a ajudar a indicar o estado de stress do operador por necessitar de maior fluxo de ar.

**Medição da pressão na garrafa** A correta medição da pressão no interior da garrafa foi verificada por dois métodos. No primeiro dos métodos abriu-se o sistema, verificou-se qual a pressão indicada pelo manómetro analógico e depois pelo sistema VitalAir. O medidor analógico mediu 245 *bar* enquanto que o sistema retornava uma pressão que rondava os 242 *bar*. Também a abertura do avisador sonoro, que se tem que dar a uma pressão de 50 *bar* foi feita com o sistema a medir 55 *bar*. Isto traduz-se numa variação de aproximadamente 2 % relativamente ao manómetro analógico, o que, para efeitos práticos, não influencia a tomada de decisões por parte da estrutura de comando.

**Alarmes e avisos de funcionamento** Os testes dos alarmes e avisos foram também conclusivos quanto ao seu bom funcionamento. O alarme de diminuição de carga da bateria foi testado com o circuito ligado a uma fonte de bancada. A fonte apresentava, no início, uma tensão de 3,7 *V* e foi-se diminuindo até aos 3.55 *V* o que despoletou o alarme de bateria fraca com o led laranja a acender-se. Quando a tensão da fonte foi reduzida até aos 3.45 *V* os microcontroladores entraram em modo *SLEEP* e foram desligados os módulos *CAN*, *step-up* e acende-se o led vermelho.

A indicação da pressão no interior da garrafa também se mostrou funcionar como previsto. Como não se apresentava viável esvaziar completamente a garrafa de ar comprimido o teste passou por abrir a válvula da garrafa até que o sistema de tubagem ficasse em pressão. De seguida fecha-se a válvula da garrafa e, lentamente, purga-se o sistema com o auxílio do botão de fluxo direto da válvula de chamada. A pressão no interior das tubagens vai diminuindo desde os 300 *Bar* até aos 0 *Bar*. As indicações luminosas e sonoras foram alteradas à medida que a pressão diminuiu de acordo com o previsto.

## 5.4 VitalAir - resultados de testes de campo

O sistema VitalAir foi testado em ambiente de campo com todo o *setup* montado o que se mostra na figura 5.4. O módulo do manómetro preso à alça do apoio dorsal, figura 5.4a o módulo do capacete no interior do mesmo, figura 5.4b, e o telemóvel no bolso a fazer a aquisição dos dados.



(a) Módulo do manómetro



(b) Módulo do capacete

Figura 5.4: Fotografia do sistema montado no aparelho

Foi feito um teste de aproximadamente 2 minutos com o operador a fazer movimentos e a simular uma taquipneia no final do teste. O gráfico corrido destes resultados com a análise de frequência respiratória encontra-se na figura 5.5.

Esta análise foi feita com a aplicação criada para *MatLab* e, como se pode observar mais uma vez o sinal não apresenta artefatos de movimento e é fácil de retirar a frequência respiratória que está apresentada no último gráfico. O segundo gráfico mostra a pressão no

interior da garrafa de ar comprimido. O seu formato triangular deve-se à sua frequência de amostragem ser de apenas  $4\text{ Hz}$  e a taxa de variação do sinal ser superior a esse valor.

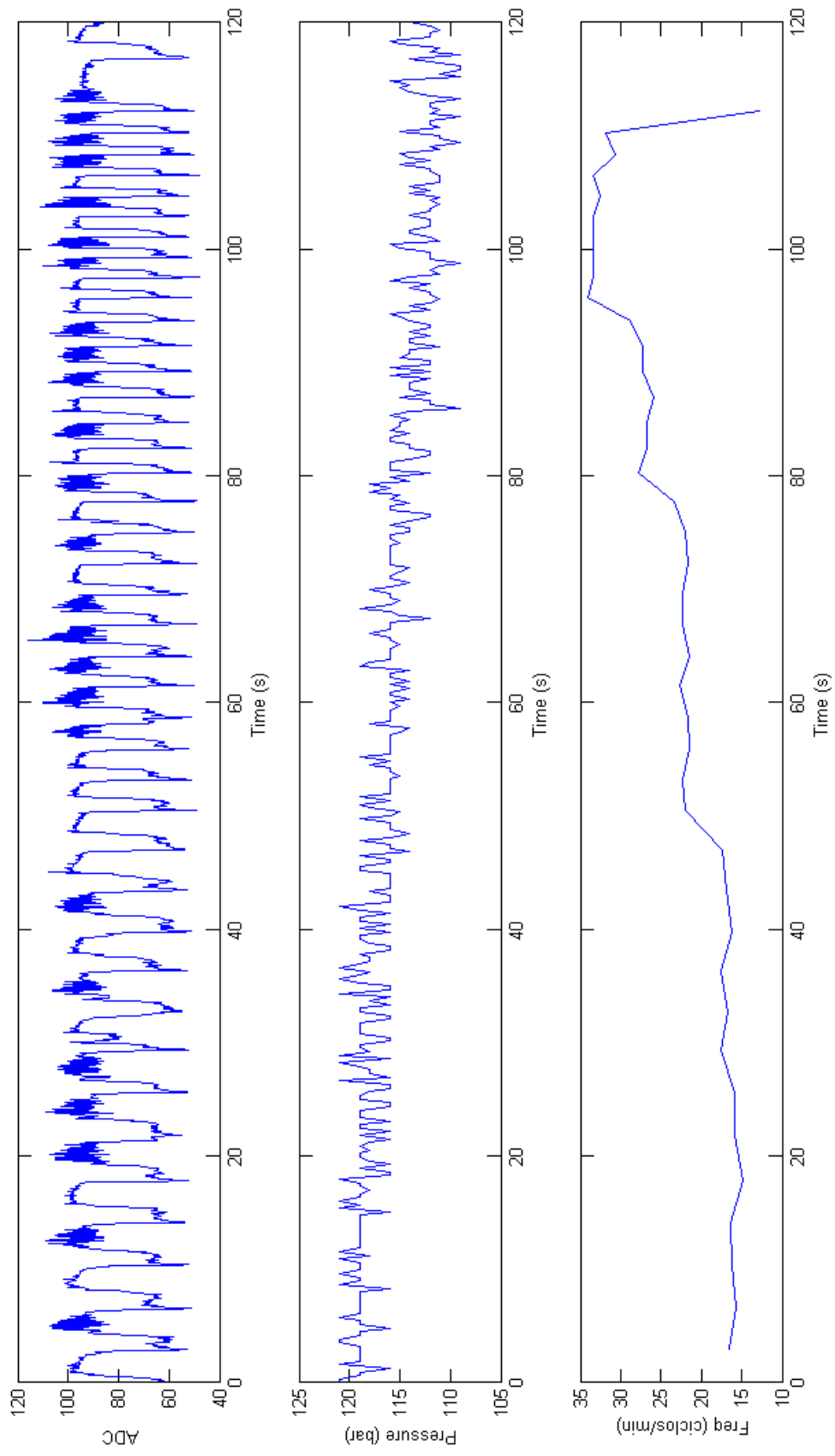


Figura 5.5: Análise dos resultados do teste com o sistema conectado ao telemóvel

## Capítulo 6

# Conclusões e trabalho futuro

### 6.1 Introdução

Nesta última secção pretendem-se apresentar as conclusões sobre todo o trabalho desenvolvido no contexto do VitalAir nomeadamente a sua implementação final e avaliação. Também são referenciadas algumas ideias que podem constituir trabalho futuro no sentido de prolongar e aperfeiçoar este sistema.

### 6.2 Conclusões

Com o sistema VitalAir conseguimos monitorizar tanto a quantidade remanescente de ar de um bombeiro como a sua frequência respiratória. Esta última informação pode vir a servir de base a uma forma indireta e quantificada de medir o stress em bombeiros quando em cenários operacionais com base na variações de ritmos respiratórios.

Todos os gráficos de resultados, sejam eles dos testes de laboratório ou de campo, apresentam uma curva de onde se pode retirar informação da frequência respiratória. Também a pressão no interior da garrafa de ar comprimido medida pelo sistema apresenta apenas diferenças de 2% relativamente ao avaliado pelo manómetro analógico.

**Custo do sistema VitalAir** Para se provar que efectivamente este sistema se apresenta como tendo um preço bastante reduzido a tabela 6.1 apresenta o custo dos seus componentes

mais significativos. A esta soma juntam-se as resistências e condensadores, módulos *CAN*, bateria e sua gestão de energia e, como é obvio, a mão de obra e o fabrico das placas de circuito impresso.

Componente	Qtd	Preço Tot
PIC18LF458	2	11,82 €
Sensor respiração	1	30,62 €
Sensor de pressão	1	50,4 €
Led RGB e buzzer	1	3 €
Fichas e conectores	1	6 €
Módulo <i>Bluetooth</i>	1	24,7 €
	<b>Total</b>	126,54 €

Tabela 6.1: Preço dos principais componentes

**Vantagens relativamente aos sistemas comerciais** Quanto à comparação do sistema VitalAir com outros sistemas apresentados na secção 2.4 apresentam-se as seguintes vantagens:

- Fácil integrabilidade com outros sistemas como, por exemplo, o *Vital Responder*;
- Inferência da frequência respiratória e das características da respiração;
- Capacidade de análise de acionamento de fluxo direto;
- Sistema aberto com comunicação por *Bluetooth*;
- Custo reduzido;

Quanto ao ruído presente nos sinais obtidos é possível reduzir ou quase anular o mesmo. Todos os sinais são adquiridos e mostrados sem qualquer filtragem digital ou analógica. A implementação de filtros analógicos ativos antes do processo de amostragem e com uma frequência de corte significativamente inferior à frequência de *Nyquist* permitiria reduzir os efeitos do ruído de frequência elevada que, quando amostrado, produz *aliasing* que degrada a qualidade do sinal. No caso do sinal da respiração o ruído proveniente da fala pode mesmo ser eliminado com esta técnica.



## 6.3 Trabalho futuro

Sendo o foco deste trabalho a implementação de um sistema físico de suporte à monitorização, a utilização dos *smartphones* foi essencialmente ao nível de prova de conceito. Naturalmente o papel destes também é apropriado a outras funções nomeadamente ao processamento dos dados (e.g. extração de características da frequência respiratória em tempo real e deteção de situações críticas).

Como trabalho futuro vê-se claramente a integração deste projeto no *software Droid-Jacket* [25] e no *iVital* [26] do projeto *VitaResponder*. Com isto consegue-se ter no exterior a indicação de todo o funcionamento deste protótipo e do estado do seu operador.

Visto que alguns dos microcontroladores da *Microchip* possuem um sensor de temperatura integrado, poderia ser interessante monitorizar a temperatura em cada um dos módulos durante o seu funcionamento e assim, ter também uma indicação do estado dos equipamentos.



# Bibliografia

- [1] Carlos Ferreira de Castro e José M. Barreira Abrantes. *Combate a Incêndios Urbanos e Industriais*. Escola Nacional de Bombeiros, 2<sup>a</sup> edition, Abril 2005.
- [2] OMROM industrial automation. Principles of pressure sensors. <http://www.ia.omron.com/support/guide/56/principles.html>, Junho 2012.
- [3] Wikipedia. Can bus. [http://en.wikipedia.org/wiki/CAN\\_bus](http://en.wikipedia.org/wiki/CAN_bus) Junho 2012.
- [4] D. Schottke. *Your First Response in Emergency Care*. World Headquarters, 2007.
- [5] António Matos Guerra. *Segurança e protecção individual*. Escola Nacional de Bombeiros, 2<sup>a</sup> edition, Outubro 2005.
- [6] Rick Hormigo Emil Jovanov, Dejan Raskovic. Thermistor-based breathing sensor for circadian rythm evaluation. In *proc. 38th Annu. Rocky Mountain Bioengineering symp*, 2003.
- [7] M.S. Young C.W. Mao K.N. Huang, Y.C. Li and S.L Jen. A phase shift ultrasonic system for breath measurement. In *proc of 1st Joint BME/EMBS conference, Oct 13-16, Atlanta, 1999*.
- [8] D. Raskovic P. Cox R. Adhami F. Andrasik E. Jovanov, A. Lords. Stress monitoring using distributed wireless intelligent sensor system. *IEEE Engineering in medicine and biology magazine*, 2003.
- [9] Honeywell. *Bonded element, stainless steel isolated pressure transducers*. Último acesso em Junho de 2012. [http://www.honeywell-sensor.com.cn/prodinfo/sensym\\_stainless\\_steel/datasheet/Bonded%20ElementREV.pdf](http://www.honeywell-sensor.com.cn/prodinfo/sensym_stainless_steel/datasheet/Bonded%20ElementREV.pdf).
- [10] Measurement specialities. *PCB mounted pressure transducers*. Último acesso em Junho de 2012. [http://www.mouser.com/catalog/specsheets/MeasSpec\\_Ares.pdf](http://www.mouser.com/catalog/specsheets/MeasSpec_Ares.pdf).
- [11] Microchip. Mcu product selector, 2012. <http://www.microchip.com/productselector/MCUProductSelector.html>, Abril 2012.

- [12] Microchip. *PIC18FXX8 datasheet*. Último acesso em Junho de 2012. <http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/41159d.pdf>.
- [13] Alexandre Manuel Nunes da Sancho, Rui Jorge Cunha Mota. Sistema de controlo distribuído baseado em barramento can. Master's thesis, Universidade de Aveiro, 2009.
- [14] Maxim integrated products. *3.3V, 1Mbps, Low supply current CAN transceiver*. Último acesso em Maio de 2012. <http://www.stm32circle.com/resources/Datasheets/MAX3051.pdf>.
- [15] Maxim integrated products. *SOT23 Dual-Input USB/AC Adapter 1-Cell Li Battery Chargers*. Último acesso em Maio de 2012. <http://datasheets.maxim-ic.com/en/ds/MAX1551-MAX1555.pdf>.
- [16] Microchip. *300 mA, Low Voltage, Low Quiescent Current LDO Regulator*. Último acesso em Maio de 2012. <http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/22070a.pdf>.
- [17] Texas Instruments. *3.5-MHz High Efficiency Step-Up Converter*. Último acesso em Maio de 2012. <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tps61240.pdf>.
- [18] Free2move. *Low power Bluetooth Module with antenna*. Último acesso em Abril de 2012. [http://www.free2move.se/pdf/Datasheet\\_F2M03GLA.pdf](http://www.free2move.se/pdf/Datasheet_F2M03GLA.pdf).
- [19] Wikipédia. Bluetooth protocols. [http://en.wikipedia.org/wiki/Bluetooth\\_protocols](http://en.wikipedia.org/wiki/Bluetooth_protocols), Junho 2012.
- [20] OSRAM. *6-lead in-line MULTILED*. Último acesso em Junho de 2012. [http://www.mouser.com/ds/0/Osram-Opto-Semiconductor/RTB\\_GFTG\\_Pb\\_free-24830.pdf](http://www.mouser.com/ds/0/Osram-Opto-Semiconductor/RTB_GFTG_Pb_free-24830.pdf).
- [21] RS. *Pt100 Class B Sensors with Teflon insulated lead*. Último acesso em Abril de 2012. <http://docs-europe.electrocomponents.com/webdocs/10d2/0900766b810d29e3.pdf>.
- [22] Texas Instruments. *LM185 Adjustable Micropower Voltage Reference*. Último acesso em Abril de 2012. <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm285-adj.pdf>.
- [23] Wikipedia. Resistance thermometer. [http://en.wikipedia.org/wiki/Resistance\\_thermometer](http://en.wikipedia.org/wiki/Resistance_thermometer), Janeiro 2012.
- [24] Google. Android developers, 2012. <http://developer.android.com/resources/samples/BluetoothChat/>, Março 2012.
- [25] J.M.A. ; Oliveira I.C. ; Cunha J.P.S. Colunas, M.F.M.; Fernandes. Droid jacket: Using an android based smartphone for team monitoring. *Wireless Communications and Mobile Computing Conference (IWCMC), 2011 7th International*, Julho, 2003.

- [26] M.F.M.; Fernandes J.M.A.; Oliveira I.C.; Cunha J.P.S Teles, D.C.; Colunas. ivital: A real time monitoring system for first response teams. *Mobile Networks and Management: 3rd International Conference*, Setembro, 2003.

## Apêndice A

# Placa de teste - sensor de respiração

### Layout da *PCB*

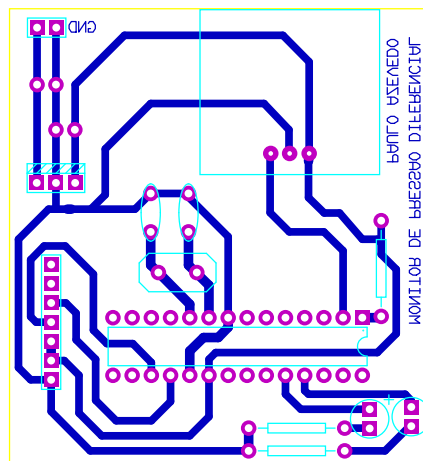


Figura A.1: Layout da *PCB*

## Apêndice B

# Placa de teste - sensor de temperatura

### Layout da *PCB*

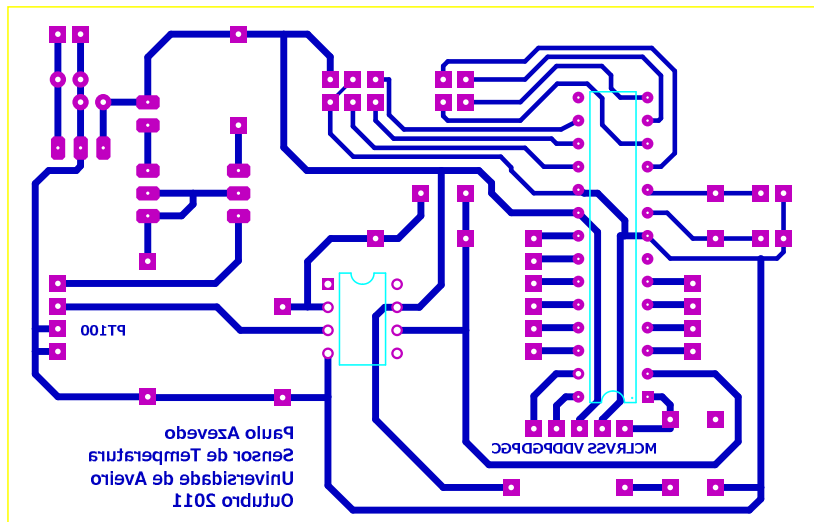


Figura B.1: Layout da *PCB*

## Apêndice C

# Placa do manômetro

### Layout da *PCB*

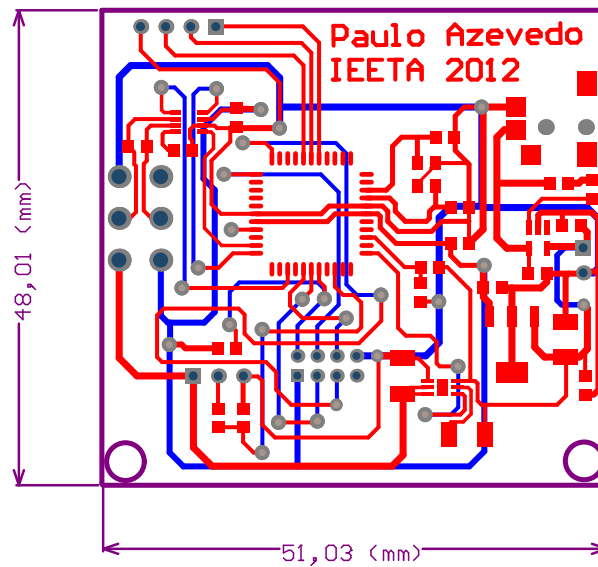


Figura C.1: Layout da *PCB*



# Esquemáticos

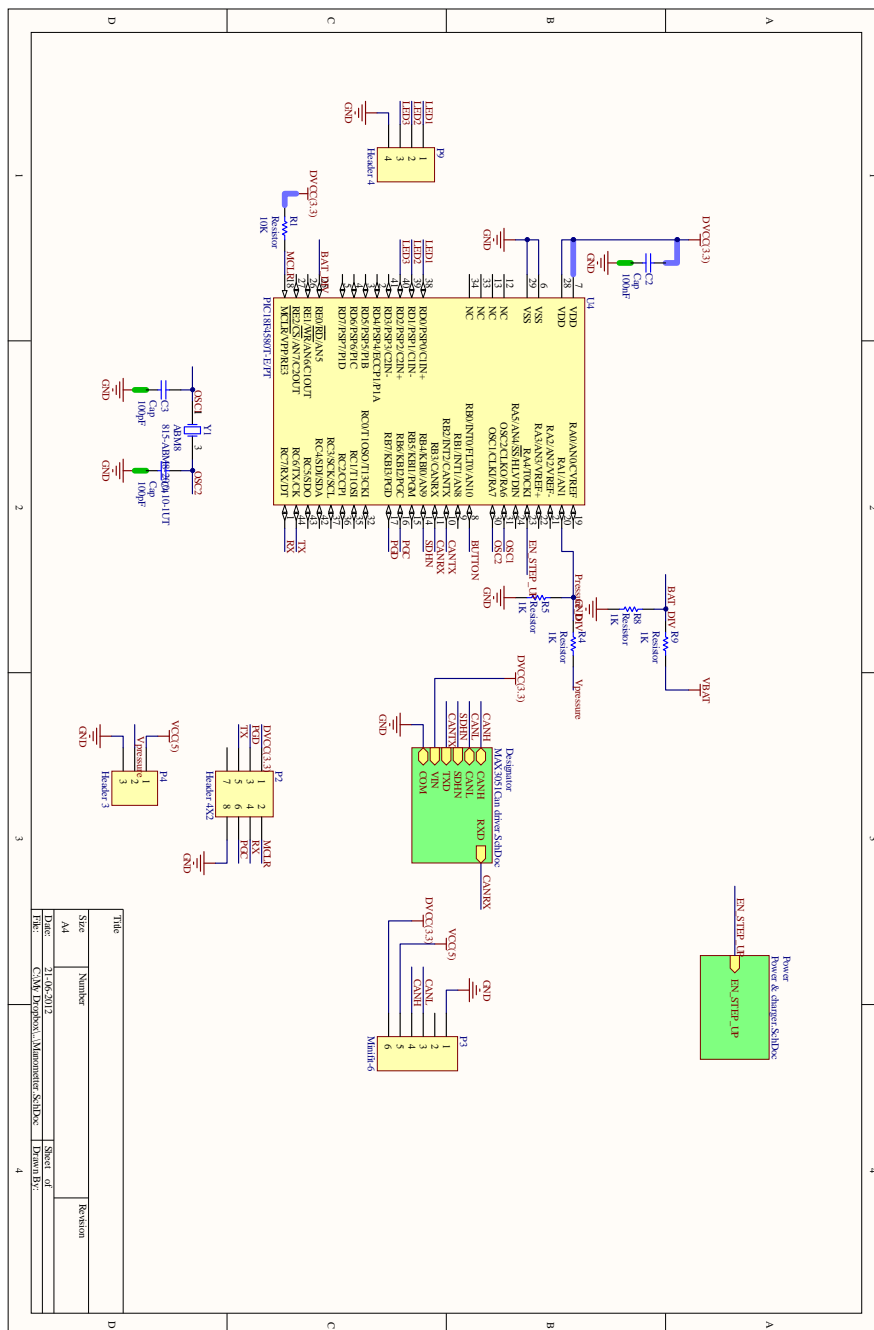


Figura C.2: Esquema elétrico do módulo do manómetro

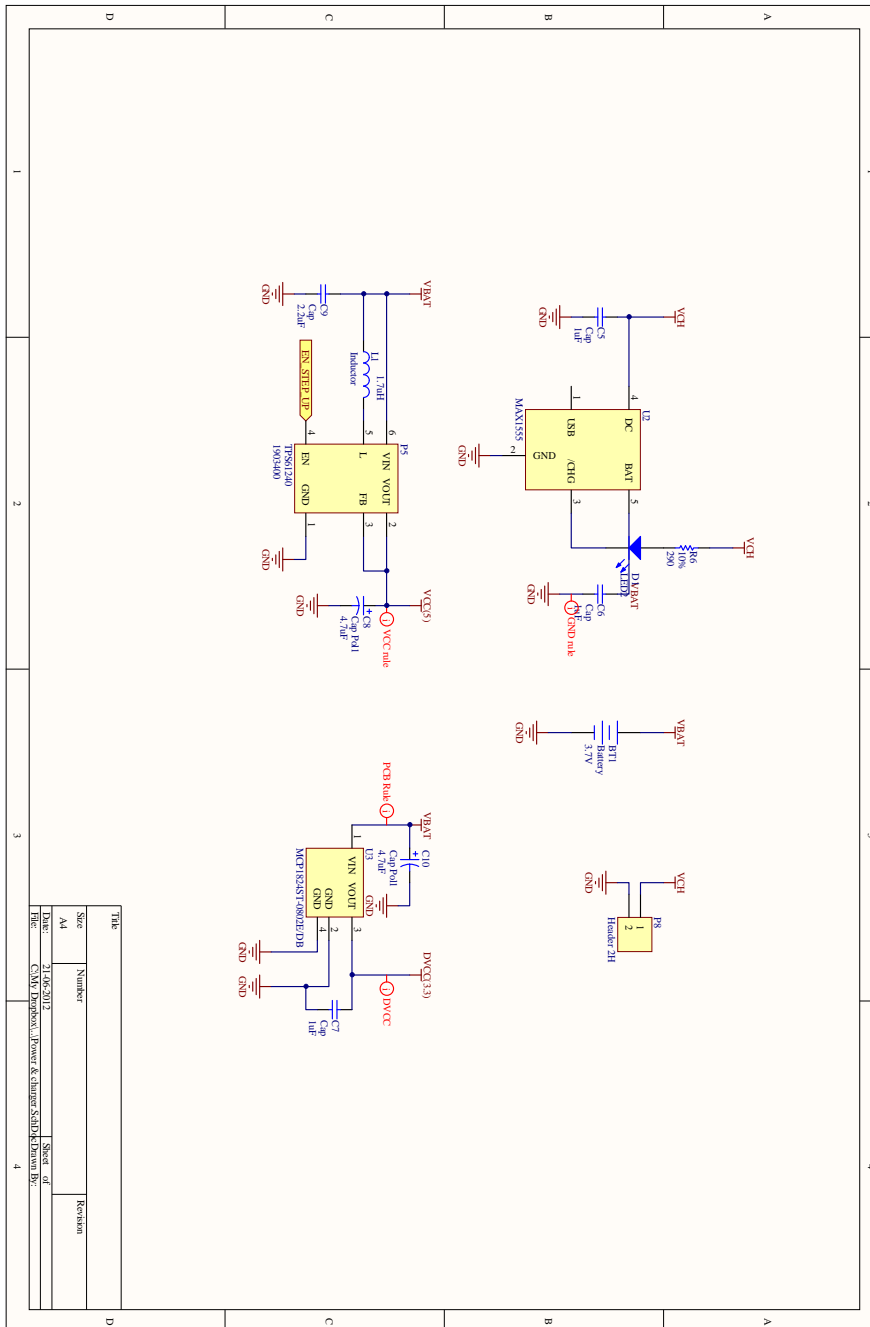


Figura C.3: Esquema elétrico do módulo do manómetro - energia

## Apêndice D

# Placa do capacete

### Layout da *PCB*

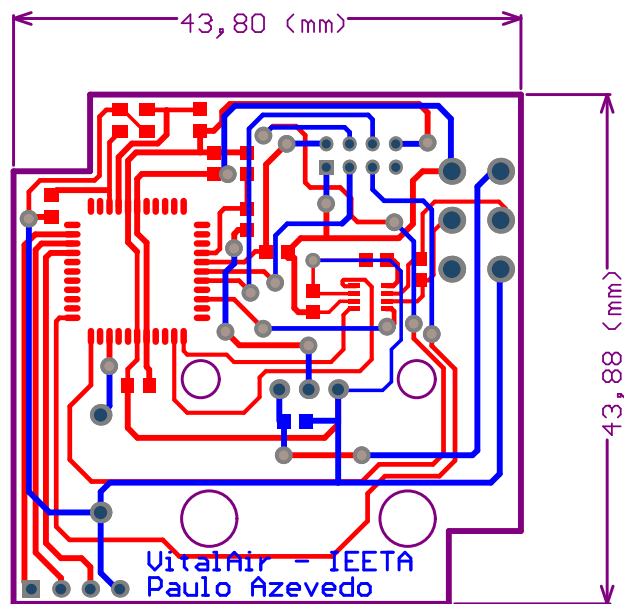


Figura D.1: Layout da *PCB* do módulo do capacete

# Esquemático

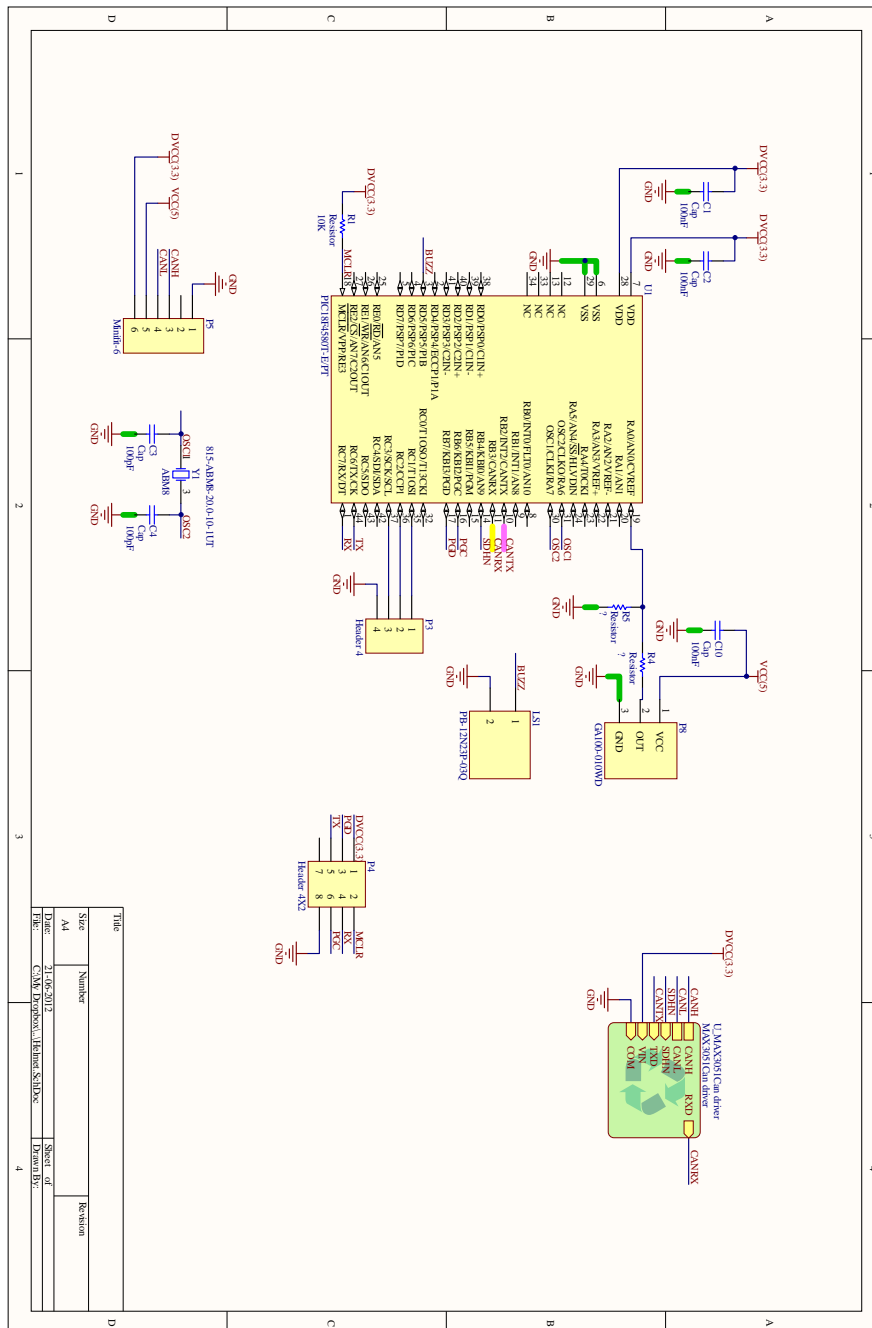


Figura D.2: Esquema elétrico do módulo do capacitor