



1001010110010100101011001010010100

DESENVOLVIMENTO DE UM OXÍMETRO DE PULSO COM COMUNICAÇÃO BLUETOOTH

Dissertação apresentada à Faculdade de Ciências e Tecnologia
da Universidade de Coimbra para cumprimento dos requisitos
necessários à obtenção do grau de mestre em Engenharia
Biomédica

Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica

Fernando André Peixoto Botelho Quintas

2007101986

Supervisor na FCTUC: Prof. Dr. Custódio Loureiro

Supervisores na Exatronic: Eng.º Pedro Mar, Eng.º André Santos, Eng.º Manuel Loureiro

Coimbra, Setembro 2015

Agradecimentos

O meu primeiro agradecimento é, inexoravelmente, direcionado aos meus orientadores na Exatronic os Engenheiros Pedro Mar e Manuel Loureiro os quais foram sempre prestáveis e atenciosos em todos os detalhes durante a minha estadia na Exatronic. Uma vez mais, um grande obrigado por todo o apoio e ensinamentos que me transmitiram ao longo do projeto. Ao Engenheiro André Santos, gostaria de deixar-lhe o meu grande apreço pelo acompanhamento incansável ao longo deste trabalho, tendo sido uma motivação e um exemplo trabalhar com ele.

Ao Professor Dr. Custódio Loureiro queria agradecer-lhe a disponibilidade e atenção que teve sempre que foi necessário, bem como as palavras de apoio e conselhos que me transmitiu.

Agradeço à Exatronic que me acolheu ao longo deste ano sempre com boa disposição, dando-me as condições necessárias para o desenvolvimento do projeto. Em especial, queria agradecer às pessoas presentes no grupo de C&D pelo suporte técnico e ajuda ao longo deste ano.

No fim deste trabalho, não poderia esquecer o Professor Miguel Morgado pela dedicação e paixão na coordenação do curso de Engenharia Biomédica sendo, sem dúvida, uma das grandes referências que levo após o fim desta etapa.

Aproveito ainda para expressar todo o meu agradecimento aos meus colegas de Engenharia Biomédica e a todos os professores que contribuíram na minha formação, tanto a nível pessoal como a nível académico.

Aos amigos que nasceram no 3ºB devo-vos parte daquilo que sou hoje. Começámos como estranhos mas saímos como uma família. A vossa amizade, apoio e companheirismo foram fundamentais ao longo destes anos. Queria agradecer em particular ao meu amigo Rafael Chelim o apoio incansável ao longo do desenvolvimento deste trabalho, sempre com uma palavra amiga nos momentos mais complicados.

Ao Nuno Sousa, devo um agradecimento especial, por ter sido o companheiro de todas as horas durante este ano que vivi em Aveiro e que foi uma ajuda preciosa desde o primeiro momento até ao último.

Sem dúvida que a dívida aos meus pais nunca poderá ser saldada, sendo que eles foram e serão os grandes pilares da minha vida. Não há palavras que descrevam a minha gratidão, por todos os esforços e dedicação que tiveram ao longo dos anos para que, tanto eu como os meus irmãos pudéssemos ter a melhor formação possível. Para eles um eterno obrigado.

Por fim queria agradecer à Joana Melo, a minha confidente, pela paciência e compreensão ao longo deste ano, pelo apoio e carinho que me deu, tendo sido um farol em todos os momentos. Um grande obrigado, sem ti as coisas teriam sido mais difíceis.

Abstract

With the aging of the population nowadays, the sector of medical devices has been developing solutions that respond to the new needs and challenges underlined by this population. There is an increasing number of portable solutions capable of monitoring vital signs, especially those related to the area of Ambient Assisted Living (AAL), which has led to a diversification of medical devices developed in the last years.

This dissertation is based on the development of a prototype device consisting of a pulse oximeter with communication via Bluetooth. The main goals of this work are the study and specification of the main technical requirements, the design of hardware and electronics circuits and the development of a graphical interface for data collection via Bluetooth.

Throughout this document are detailed the processes involved in the conception of the prototype. Among these processes are included the study of theoretical concepts, the design of electronic circuits and the design of a printed circuit board. The reasons for selecting some components used, like the Arduino Mega2560 or the Texas Instruments development board CC2540, are also included.

The main factors taken in account in the design of the device were his final cost, the ability to be portable, energy consumption, quality of the transmission via Bluetooth and accuracy of the data. In order to evaluate the performance of the oximeter and the validity of the communication via Bluetooth, several tests of the hardware were initially conducted. After those tests, a study was made using a variety of subjects, in order to verify the data collected, using the graphical interface developed for the equipment.

Keywords: Pulse Oximetry, Ambient Assisted Living (AAL), Hardware, ArduinoMega2560, CC2540, Bluetooth.

Resumo

Com o envelhecimento populacional o setor dos dispositivos médicos tem vindo a desenvolver soluções capazes de responder às novas necessidades e desafios evidenciados por esta população. São cada vez mais o número de soluções portáteis capazes de monitorizarem diversos sinais vitais de forma a prevenirem situações de emergência médica, estando o setor relativo ao *Ambient Assisted Living* (AAL), nos últimos anos, a apresentar um aumento na variedade de dispositivos médicos portáteis produzidos.

A presente dissertação baseia-se no desenvolvimento de um dispositivo protótipo que consiste num oxímetro de pulso com comunicação das suas leituras via bluetooth. Os principais objetivos deste trabalho passam pelo estudo e especificação dos principais requisitos técnicos, a conceção e desenvolvimento de *hardware* e o desenvolvimento de uma interface gráfica para recolha dos dados via bluetooth.

Ao longo deste documento são detalhados os diversos processos envolvidos no desenvolvimento do protótipo. Entre esses processos, estão incluídos o estudo dos conceitos teóricos, a elaboração dos circuitos eletrónicos e a conceção de uma placa de circuito impresso. São incluídas ainda as razões da seleção de diversos componentes utilizados como o *Arduino Mega2560* e a placa de desenvolvimento da *Texas Instruments CC2540*.

Os principais fatores tidos em conta na conceção do dispositivo foram: o custo final, capacidade de ser portátil, o consumo energético, qualidade de transmissão dos dados via bluetooth e a precisão dos mesmos. De forma a aferir sobre o desempenho do oxímetro e a validade da comunicação via bluetooth foram inicialmente realizados diversos testes ao nível de *hardware*, tendo, posteriormente, realizado um estudo recorrendo a diversos sujeitos utilizando a interface gráfica desenvolvida para o equipamento.

Palavras-chave: Oximetria de Pulso, *Ambient Assisted Living* (AAL), *Hardware*, *ArduinoMega2560*, *CC2540*, *Bluetooth*

Índice de Conteúdos

Agradecimentos	III
Abstract	V
Resumo	VI
Índice de Conteúdos	VII
Índice de Tabelas	XI
Índice de Figuras	XII
Acrónimos	XV
Capítulo 1. Introdução	1
1.1. Enquadramento.....	3
1.2. Objetivos	5
1.2. Estrutura do Documento.....	5
Capítulo 2. Gestão do Projeto	9
2.1. Membros do Projeto	9
2.2. Apresentação da Empresa.....	9
2.3. Planeamento do Projeto	9
Capítulo 3. Oximetria de Pulso	15
3.1. Processos Fisiológicos	15
3.1.1. Transporte de Oxigénio	16
3.1.2. Transporte de Oxigénio no sangue	21
3.2. Princípios Físicos.....	23
3.2.1. Lei de Beer-Lambert.....	23
3.2.2. Absorção de Luz e Espectro Eletromagnético.....	24
3.2.3. Aplicação da Lei de Lambert-Beer na Oximetria de Pulso	26
3.2.4. Características do Sinal	27
3.2.5. Cálculo Teórico do nível de Oxigenação Sanguínea	28
3.2.6. Calibração dos Oxímetros de Pulso.....	29
3.3. Estado da Arte	30
3.3.1. Tipos de dispositivos	30
3.3.2. Dispositivos existentes no Mercado	31
3.3.3. Limitações Atuais	31
3.3.4. Futuras Tendências	32

3.4. Segurança Elétrica – Normas de Segurança	33
3.4.1. IEC 60601-1: <i>Medical Electrical Equipment – General Requirements for Basic Safety and Essential Performance</i>	33
3.4.2. IEC 60068-2: <i>Environmental testing – Tests</i>	34
3.4.3. Classificação do Equipamento	34
Capítulo 4. Módulo de Aquisição	37
4.1. <i>Analog Front End (AFEs)</i>	38
4.2. AFE – Componentes e Conceitos Teóricos	39
4.2.1 Transdutor – Fotodiodo	39
4.2.2 Amplificadores Operacionais	40
4.2.3 Amplificador Transimpedância	40
4.2.4 Ruído	41
4.2.5 Filtros	44
4.2.6 Conversores Analógico-Digital	51
4.2.7 Conversor Sigma-Delta	53
4.3 AFE – Estudo de Mercado	54
4.4 Soluções Integradas - AFE4490	55
4.4.1 Especificações	56
4.4.2 Modo de Funcionamento	57
Capítulo 5. Hardware	63
5.1 Arquitetura do Sistema	63
5.1.1 <i>Printed Circuit Board (PCB)</i>	65
5.1.2 <i>Altium designer®</i>	65
5.2 <i>Hardware</i> e Circuitos Elétricos	65
5.2.1 PCB com AFE4490 integrado	65
5.2.2 <i>Keyfob</i> do CC2540 <i>Mini Development Kit</i>	69
5.2.3 <i>Arduino Shield</i> com AFE4400 integrado e <i>Arduino Mega2560</i>	71
5.2.4 Alimentação de Energia	73
Capítulo 6. Protocolos de Comunicação	77
6.1 Comunicação Síncrona vs. Assíncrona	77
6.2 SPI - <i>Serial Peripheral Interface</i>	78
6.2.1 Vantagens e Desvantagens	78
6.2.2 Ligações do SPI	79

6.2.3 Modo de Funcionamento	79
6.2.4 Tipos de Configuração de SPI	80
6.3 Bluetooth.....	81
6.3.1 Bluetooth SIG	82
6.4 BLE – <i>Bluetooth Low Energy</i>	82
6.4.1 <i>Bluetooth Smart vs. Smart Ready</i>	83
6.4.2 BLE – Princípio de Funcionamento.....	83
6.4.3 GAP – Generic Access Profile	84
6.4.4 GATT – <i>Generic Attribute Profile</i>	85
Capítulo 7. Firmware	91
7.1 AFE4400: Registos de Inicialização.....	91
7.1.1 AFE4400: SPI.....	92
7.2 Ligação CC2540 - Arduino Mega2560: UART	94
7.3 Kit de Desenvolvimento CC2540: <i>Firmware</i>	95
Capítulo 8. Testes e Resultados	99
8.1 Estipulação dos requisitos a testar.....	99
8.2 Interface gráfica desenvolvida	100
8.2.1 Bluetooth.....	100
8.2.2 Sensor SPO2	102
8.2.3 <i>Log</i>	102
8.3 Resultados obtidos e análise crítica	102
Capítulo 9. Conclusões e Trabalho Futuro	109
Bibliografia	113
Anexos	123
Anexo I-Estudo de mercado dos Oxímetros de Pulso	123
Anexo II-Lista de Requisitos do Protótipo	124
Anexo III-Soluções Integradas existentes no mercado	127
Anexo IV-Circuito do AFE4490 relativo ao diagnóstico do fotodíodo	133
Anexo V-Circuito do AFE4490 relativo ao diagnóstico do transmissor	133
Anexo VI-Esquemático do PCB com AFE4490 integrado	134
Anexo VII-Esquemático dos Periféricos do CC2540	135
Anexo VIII-Esquemático do CC2540 <i>PINOUT</i>	136
Anexo IX-Esquemático do <i>Shield</i> para o Arduino	137
Anexo X-Lista de Dispositivos Compatíveis com <i>Bluetooth Smart Ready</i>	138

Anexo XI-Lista de Produtos compatíveis com <i>Bluetooth Smart</i>	139
Anexo XII-Lista dos perfis GATT fornecidos pela Bluetooth SIG	142
Anexo XIII-Registos AFE4400	143
Anexo XIV-Tabela dos Atributos do perfil <i>SimpleBLEPeripheral</i>	144

Índice de Tabelas

Tabela 1 -Responsáveis pelo Projeto.....	9
Tabela 2 -Listagem das tarefas e respectivos objetivos.....	10
Tabela 3 -Principais Aplicações da Oximetria de pulso [8].....	15
Tabela 4 -Robustez de diversos órgãos à anoxia [14].	15
Tabela 5 -Principais tipos de Equipamentos Existentes.	30
Tabela 6 -Limitações dos Oxímetros de Pulso[40][41][42].....	32
Tabela 7 -Comparação de alguns amplificadores recomendados para oxímetros de pulso [57].	40
Tabela 8 -Vantagens dos Filtros Analógicos vs. Digitais [66].	45
Tabela 9 -Vantagens dos Filtros Ativos e Passivos [65][69].	47
Tabela 10 -Desvantagens dos Filtros Ativos e Passivos [65][69].	47
Tabela 11 -Comparação dos AFE da Texas Instruments para Oximetria de Pulso[79].	55
Tabela 12 -Código de Cores da Sonda.	67
Tabela 13 -Principais características da placa Arduino Mega2560.....	72
Tabela 14 -Vantagens e Desvantagens do SPI.	78
Tabela 15 -Comparação entre alguns protocolos de comunicação.	79
Tabela 16 -Especificações técnicas do protocolo BLE.....	82
Tabela 17 -Principais registos de inicialização do AFE4400[81].	91
Tabela 18 -Parâmetros de Ligação Bluetooth	101
Tabela 19 -Valores de SPO ₂ e dados estatísticos relevantes de diferentes sujeitos (com diferentes perímetros de dedo) usando 4.7 mA como intensidade de cada LED.	104

Índice de Figuras

Figura 1 -População com 60 anos ou mais, por região de desenvolvimento, 1950-2050 [1].....	1
Figura 2 -Pirâmides de população das regiões menos e mais desenvolvidas: 1970, 2013 e 2050 [1].....	2
Figura 3 -Guia demográfico para a procura de cuidados de saúde em 2004 e em 2040 [5].....	3
Figura 4 -Mercado global das aplicações de saúde para Smartphones em 2010 e 2011 [12].....	4
Figura 5 -Principais Etapas no desenvolvimento do projeto.....	5
Figura 6 -Diagrama de Gantt com a calendarização inicial do projeto.....	11
Figura 7 -Diagrama de Gantt com a calendarização final do desenvolvimento do projeto.....	11
Figura 8 -Ventilação Pulmonar [16].....	16
Figura 9 -Hematose Pulmonar [18].....	17
Figura 10 -Lei de Fick[20].....	18
Figura 11 -Difusão Simples nos Alvéolos Pulmonares [17].....	19
Figura 12 -Diagrama da Circulação Sanguínea [21].....	20
Figura 13 -Ciclo Cardíaco [22].....	20
Figura 14 -Estrutura de uma molécula de Hemoglobina [23].....	21
Figura 15 -Curvas de dissociação da Oxihemoglobina [25].....	22
Figura 16 -Lei de Beer-Lambert [14].....	24
Figura 17 -Efeito fotoelétrico [32].....	24
Figura 18 -Experiência de Dupla Fenda de Young [33].....	25
Figura 19 -Espectro Eletromagnético [34].....	25
Figura 20 -Espectro de Absorção Ótica da Hb e HbO ₂ [24].....	26
Figura 21 -Variação da absorção da luz em diferentes tecidos [36].....	27
Figura 22 -Modelo representativo da Lei de Lambert-Beer na Oximetria de Pulso [14].....	28
Figura 23 -Relação entre SpO ₂ e valor de R [38].....	29
Figura 24 -Funcionamento dos dispositivos transmissivos e refletivos [39].....	30
Figura 25 -Processo de obtenção da norma IEC 60601-1 [46].....	33
Figura 26 -Arquitetura genérica de um sistema DAQ [50].....	37
Figura 27 -Classificação de Sinais Analógicos e Digitais[51].....	37
Figura 28 - <i>Analog Front End</i> genérico para Oxímetros de Pulso [53].....	38
Figura 29 -Símbolo de um Fotodíodo [55].....	39
Figura 30 -Curvas características de um fotodíodo para diferentes potências óticas. No modo fotovoltaico (linha para 1KOhm de resistência de carga) a resposta é não linear. No modo fotocondutivo, a resposta é extremamente linear [56].....	40
Figura 31 -Circuito básico de um amplificador transimpedância [58].....	41
Figura 32 -Diferentes representações do ruído térmico[62].....	43
Figura 33 -Densidade Espectral do ruído térmico e de <i>Flicker</i> [64].....	43
Figura 34 -Filtro Passa-Baixo[68].....	45
Figura 35 -Filtro Passa-Alto[68].....	46
Figura 36 -Filtro Passa-Banda[68].....	46
Figura 37 -Filtros <i>Notch</i> [68].....	46
Figura 38 -Filtro Ideal (esquerda) vs. Filtro Ideal (direita) [70].....	48
Figura 39 -Especificações de um filtro passa-baixo real[56].....	48
Figura 40 -Bloco de um filtro[56].....	49
Figura 41 -Filtro Passa-Baixo Inversor com ganho de tensão[72].....	50
Figura 42 -Diagrama de blocos da conversão analógico-digital[73].....	51
Figura 43 -Quantização de um sinal[75].....	52
Figura 44 -Codificação dos níveis de quantização de um sinal[76].....	52
Figura 45 -Tipologia de ADCs[51].....	53

Figura 46 -Diagrama de Blocos de um ADC Sigma-Delta[74].	54
Figura 47 -AFE4490.	55
Figura 48 - <i>Absolute Maximum Ratings</i> [80].	56
Figura 49 -Condições de Operação Recomendadas[80].	56
Figura 50 -Configuração Simplificada do AFE4490[80].	57
Figura 51 -Secção de Transmissão[80].	58
Figura 52 -1º e 2º Bloco do Sector de Recepção do AFE4490[80].	59
Figura 53 -Diagrama de Blocos de um Oxímetro de Pulso típico[82].	63
Figura 54 -Diagrama com os blocos principais do dispositivo a desenvolver.	64
Figura 55 -Exemplo de uma <i>Printed Circuit Board</i> .	65
Figura 56 -Configuração dos pinos do AFE4490[80].	66
Figura 57 -Diagrama de Blocos Funcional do AFE4490[80].	66
Figura 58 -Teste de uma sonda.	67
Figura 59 -Configuração dos LED <i>drivers</i> . Esquerda: <i>H-Bridge</i> , Direita: <i>Common Anode</i> [80].	68
Figura 60 - <i>Receiver</i> do <i>Front End</i> [80].	68
Figura 61 - <i>Kit</i> Mini de desenvolvimento CC2540[83].	69
Figura 62 -Tabela com o mapeamento de Pinos Periféricos do CC2540[84].	70
Figura 63 -Pinos de Teste do <i>Keyfob</i> CC2541, desenhado no <i>Altium Designer</i> ®.	70
Figura 64 -Pinos relativos à comunicação SPI do AFE4490, desenhado com recurso ao <i>Altium Designer</i> ®.	70
Figura 65 -Foto do <i>Arduino Shield</i> com AFE4400.	71
Figura 66 -Diagrama de blocos atualizado para o <i>Arduino Shield</i> com AFE4400.	71
Figura 67 - <i>Pinout</i> do <i>Arduino Mega2560</i> [85].	72
Figura 68 -Tipos de Protocolos de Comunicação[86].	77
Figura 69 -Diagrama SPI[90].	79
Figura 70 -Interação <i>Master-Slave</i> e respetiva transmissão de dados[101].	80
Figura 71 -Configuração SPI em cascata[91].	81
Figura 72 -Configuração SPI com Slaves independentes[91].	81
Figura 73 -Logótipo Bluetooth SIG [93].	82
Figura 74 -Configuração genérica BLE com as respetivas camadas[96].	83
Figura 75 -Processo de <i>Advertising</i> [98].	84
Figura 76 -Topologia de <i>Broadcasting</i> [98].	84
Figura 77 -Diagrama de um perfil GATT[99].	85
Figura 78 -Exemplo de um Serviço em BLE[102].	86
Figura 79 -Ligações GATT[98].	86
Figura 80 - Diagrama de tempo do protocolo SPI no AFE4400[81].	92
Figura 81 -Dados obtidos da comunicação SPI do protótipo.	93
Figura 82 -Protótipo do Oxímetro de Pulso ligado a um analisador lógico.	94
Figura 83 -Pinos CC2540 para comunicação via UART[84].	94
Figura 84 -Teste da Comunicação RS232 com utilização de um <i>chip</i> FTDI.	95
Figura 85 -Ficheiros do perfil <i>SimpleBLEPeripheral</i> .	95
Figura 86 -Tabela dos atributos do perfil <i>SimpleBLEPeripheral</i> modificados para transmissão dos dados obtidos via UART[95].	96
Figura 87 -Interface do programa <i>Btool</i> utilizado para testar o protocolo de comunicação via Bluetooth.	99
Figura 88 -Versão final da Interface gráfica desenvolvida.	100
Figura 89 -Alerta para tornar o oxímetro "visível"	101
Figura 90 -Erro caso a ligação não seja bem-sucedida.	101
Figura 91 -Erro associado ao botão " <i>Terminate</i> " quando é premido não havendo uma ligação prévia a um dispositivo.	101
Figura 92 -Alerta mostrado ao utilizador com as opções de gravar num ficheiro novo ou acrescentar dados a um ficheiro existente.	102
Figura 93 -Valores da SPO ₂ de diferentes sujeitos (com diferentes perímetros de dedo) usando 2 valores distintos de intensidade dos LEDs.	103

Figura 94 -Registo LEDCNTRL do AFE4400[81]	103
Figura 95 -Valores da SPO ₂ de 3 sujeitos, com e sem luz ambiente (dentro de cada barra é apresentada a percentagem de valores inválidos obtidos no teste).	104
Figura 96 -Valores da SPO ₂ de 3 sujeitos, em repouso e em movimento (dentro de cada barra é apresentada a percentagem de valores inválidos obtidos no teste).	105

Acrónimos

AC - Corrente Alternada	Kg - Quilogramas
ADC - <i>Analogic to digital converter</i>	LED - <i>Light Emitting Diode</i>
AES - <i>Advanced Encryption Standard</i>	MISO - <i>Master Input, Slave Output</i>
AFE - <i>Analog Front End</i>	MOSI - <i>Master Output, Slave Input</i>
ATT - <i>Attribute Protocol</i>	O₂ - Oxigénio
BLE - <i>Bluetooth Low Energy</i>	OA - <i>Operational Amplifier</i>
BR - <i>Basic Rate</i>	OMS - <i>Organização Mundial de Saúde</i>
CCM - <i>Counter with CBC-MAC</i>	PCB - <i>Printed Circuit Board</i>
CMRR - <i>Common-Mode Rejection Ratio</i>	PME - <i>Pequena ou Média Empresa</i>
CO₂ - Dióxido de Carbono	PR - <i>Pulse Rate</i>
DAC - <i>Digital to Analog Converter</i>	PWM - <i>Pulse Width Modulation</i>
DAQ - <i>Data Acquisition</i>	RC - <i>Resistor-Capacitor</i>
DC - Corrente Contínua	RMS - <i>Root Mean Square</i>
ECG - Eletrocardiograma	ROM - <i>Read Only Memory</i>
EEPROM - <i>Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory</i>	SCK - <i>Serial Clock</i>
FW - <i>Firmware</i>	SNR - <i>Signal to Noise Relation</i>
GAP - <i>Generic Access Profile</i>	SO₂ - <i>Saturação de Oxigénio no Sangue</i>
GATT - <i>Generic Attribute Profile</i>	SPI - <i>Serial Peripheral Interface</i>
GBW - <i>Gain-Bandwidth Product</i>	SpO₂ - <i>Saturação periférica de oxigénio</i>
Hb - Hemoglobina	SRAM - <i>Static Random-Access Memory</i>
HbO₂ - Oxiemoglobina	SS - <i>Slave Select</i>
HW - <i>Hardware</i>	SW - <i>Software</i>
I2C - <i>Inter-Integrated Circuit</i>	TI - <i>Texas Instruments</i>
IC - <i>Integrated Circuit</i>	TIA - <i>Transimpedance Amplifier</i>
IEC - <i>International Electrotechnical Committee</i>	UART - <i>Universal Asynchronous Receiver/Transmitter</i>
IEEE - <i>Institute of Electrical and Electronics Engineers</i>	USART - <i>Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter</i>
IHS - <i>Information Handling Services</i>	UUID - <i>Universally Unique Identifier</i>

Introdução

Capítulo 1. Introdução

O envelhecimento da população não é uma novidade no panorama atual. Ao longo dos últimos anos fatores como o aumento da esperança média de vida, o declínio da taxa de natalidade e fertilidade, aliados às melhorias dos serviços de saúde e ao aumento do número de dispositivos médicos existentes no mercado, levaram a que a faixa etária com o maior crescimento seja, atualmente, a população com mais de 60 anos [1].

Segundo a OMS, " Entre 2000 e 2050, a proporção da população mundial com mais de 60 anos vai duplicar de 11% para 22% e o número absoluto de pessoas com 60 anos ou mais deverá aumentar dos 605 milhões para 2 mil milhões ao longo desse período"[2]. Tendo em conta que parte dessa população irá sofrer de algum tipo de incapacidade física ou terá problemas de mobilidade será fundamental que os cuidados de saúde sejam prestados em ambientes favoráveis ao paciente [3].

O conceito de diagnóstico e tratamento de doenças num ambiente doméstico, para que o paciente mantenha um nível de autonomia elevado sem necessidade de alteração da sua rotina diária, denomina-se Ambient Assisted Living (AAL) [4].

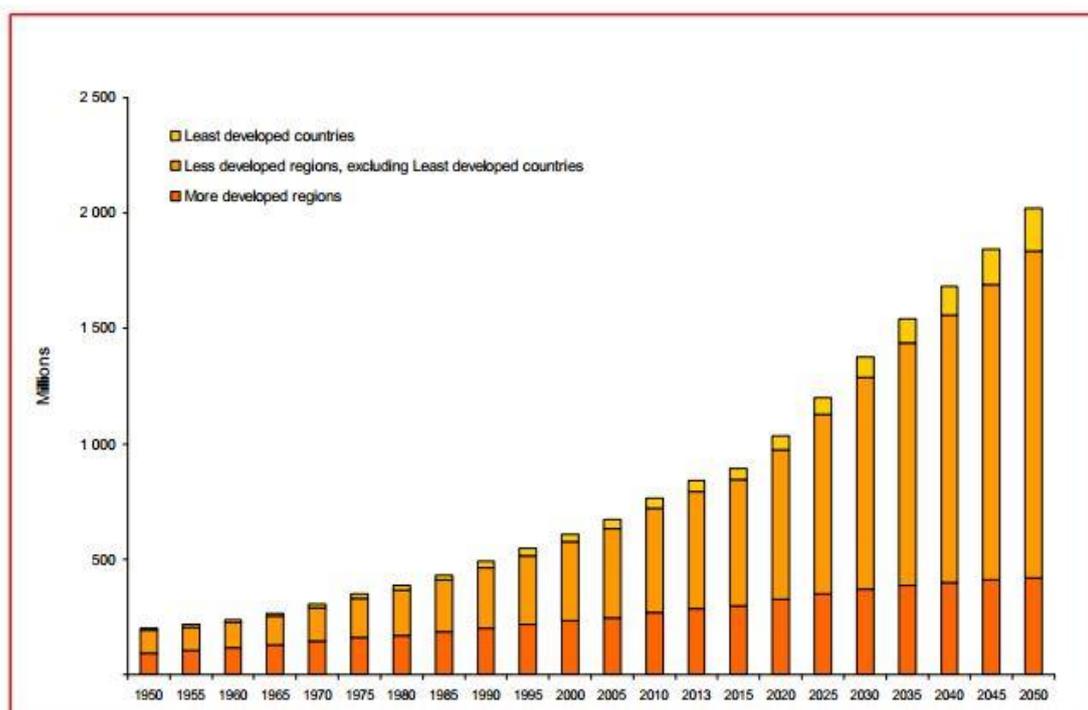


Figura 1-População com 60 anos ou mais, por região de desenvolvimento, 1950-2050 [1].

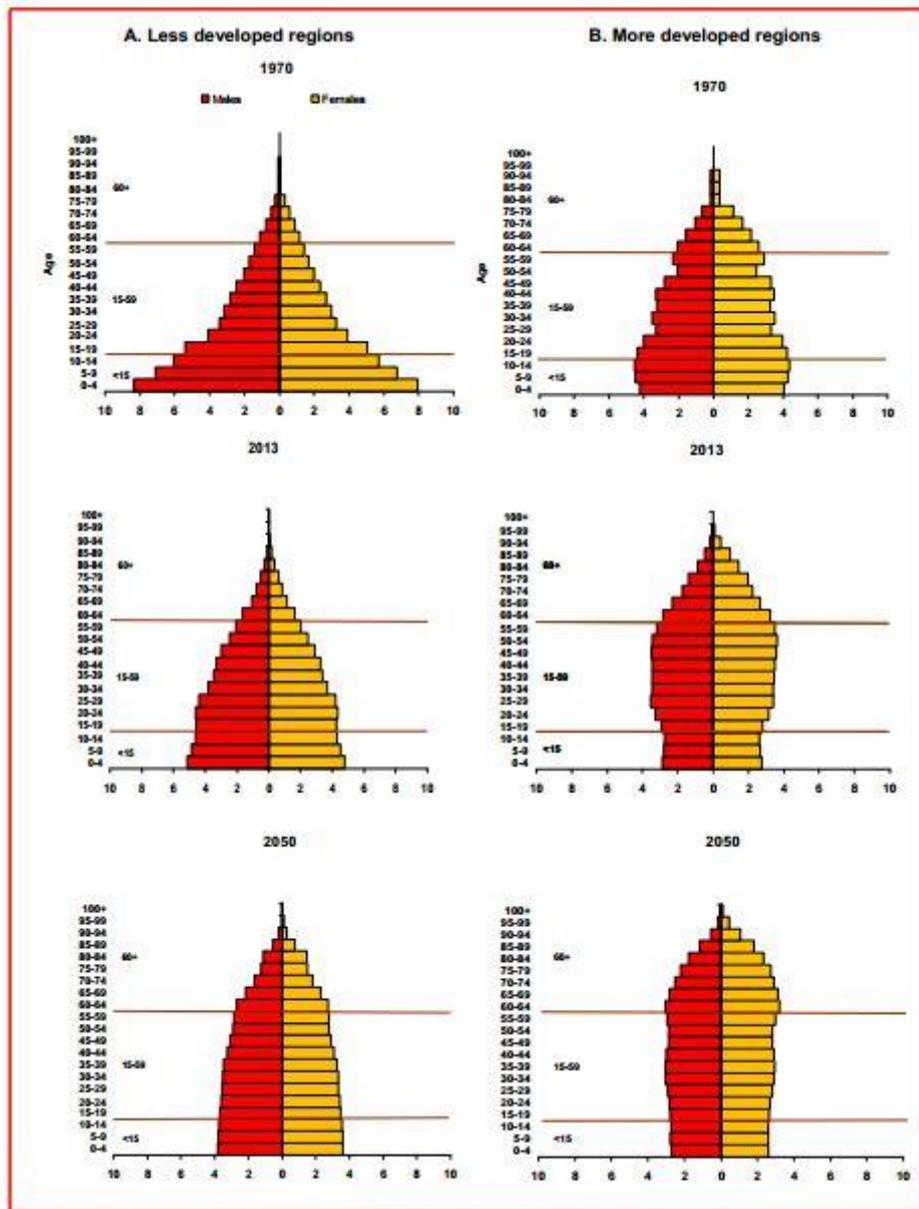


Figura 2-Pirâmides de população das regiões menos e mais desenvolvidas: 1970, 2013 e 2050 [1].

Com a mudança do modelo demográfico atual, novos desafios surgem e a Engenharia Biomédica tem um papel fundamental na resposta e desenvolvimento de soluções capazes de melhorar os cuidados de saúde e consequentemente, melhorar a qualidade de vida da população. O crescimento da população idosa não será apenas em termos de número absoluto, mas também em termos de proporção da população, sendo de extrema importância criar dispositivos médicos capazes de proporcionar cuidados de saúde, visto que existirão menos pessoas jovens para ajudar os mais idosos [3].

Apenas na Europa em 2009 registaram-se vendas no valor de 95 mil milhões de euros relativas a este tipo de equipamentos, existindo a propensão para um aumento deste valor [5]. Apesar de serem maioritariamente usados em instalações de saúde, a tendência é que cada vez mais estes equipamentos sejam usados noutros locais [6].

É de fácil percepção a importância que os dispositivos médicos têm hoje em dia e o impacto que terão no futuro, estando a Engenharia Biomédica responsável por aplicar novos conceitos tecnológicos na área médica para que a diversidade e qualidade de soluções existentes no mercado possam dar resposta em todos os contextos necessários [6].

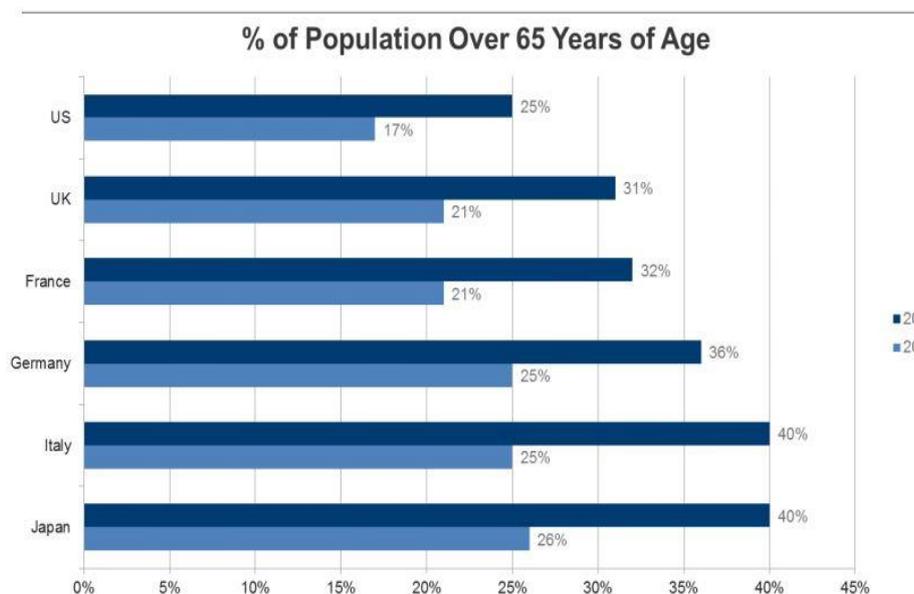


Figura 3-Guia demográfico para a procura de cuidados de saúde em 2004 e em 2040 [5].

1.1. Enquadramento

Este projeto surge no seguimento dos tópicos anteriores. Com um aumento na procura de novas soluções para cuidados de saúde, o desenvolvimento de uma solução portátil de baixo custo capaz de monitorizar parâmetros vitais enquadra-se nas perspetivas atuais de mercado. Segundo a IHS estima-se que em 2017 os gastos em cuidados pessoais de saúde atingirão os 1,6 triliões de euros [7].

Os oxímetros de pulso são uma ferramenta não invasiva, simples e prática que permite medir o nível de saturação de oxigénio no sangue. Uma das grandes vantagens deste tipo de equipamentos é a sua versatilidade, pois são utilizados em diversas áreas da medicina. Eles são usados maioritariamente em anestesia, monitorização de pacientes, pediatria e transporte de pacientes [8].

Devido a um elevado número de possíveis aplicações nas áreas da saúde, não surpreende que se trate de um mercado em crescimento. Esse crescimento é acompanhado por inovações tecnológicas, e como tal, no panorama atual as tendências são o desenvolvimento de dispositivos portáteis mais pequenos, fáceis de transportar e sem fios [9].

Outra das tendências atuais advém da necessidade de incorporar diversos dispositivos de monitorização de parâmetros vitais num único equipamento capaz de ser integrado em ambientes hospitalares ou em casa dos pacientes [10].

Como foi referido anteriormente, as futuras tendências demográficas e sociais levam a que o desenvolvimento de novos equipamentos sejam uma aposta de muitas empresas e a Exatronic, em parceria com a Universidade de Coimbra, compreendem a necessidade de inovar e de melhorar nas soluções existentes no mercado.

Uma das grandes inovações deste projeto passa pela utilização de comunicação via Bluetooth e a aposta justifica-se, essencialmente, por duas razões: uma das principais tendências dos mercados dos dispositivos médicos são os equipamentos portáteis e de monitorização de pacientes[11]; o aumento do número de utilizadores de Smartphones. Segundo o relatório da IHS, em 2011 mais de 485 milhões de Smartphones foram enviados para o mercado e em 2016 estima-se que esse valor seja de 1200 milhões [7]. Com o aumento do número de utilizadores destes dispositivos, é fácil de perceber que também o número de ferramentas capazes de comunicar e trocar dados com os Smartphones vai aumentar.

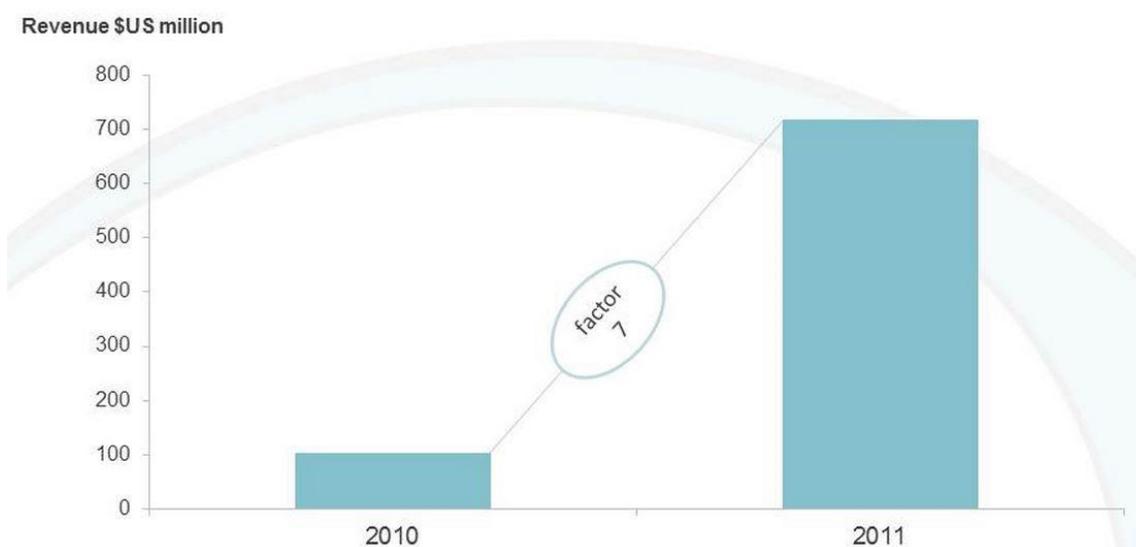


Figura 4-Mercado global das aplicações de saúde para Smartphones em 2010 e 2011 [12].

É com base nestes indicadores que a criação de dispositivos de monitorização de sinais vitais capazes de comunicar via Bluetooth são uma aposta segura e necessária [11].

Apesar do enquadramento estar a ser descrito num panorama mundial, Portugal não é exceção, sendo de 116 o número de contratos de telemóveis por 100 pessoas [13].

1.2. Objetivos

Este projeto focar-se-á no desenvolvimento de um dispositivo médico portátil de oximetria capaz de comunicar via Bluetooth.

Como tal, os objetivos fundamentais deste projeto são o desenvolvimento de *hardware* (HW) e *firmware* (FW), que permitam a monitorização da concentração de oxigénio no sangue, tendo em conta fatores essenciais como desempenho, precisão, autonomia, capacidade de integração com vários *smartphones* e baixo custo do dispositivo.

De forma a atingirmos os objetivos propostos, foram delineadas as seguintes tarefas:

- Compreensão dos conceitos e princípios físicos que estão na base destes dispositivos médicos.
- Estudo do paradigma atual dos oxímetros de pulso e respetiva análise da oferta existente no mercado.
- Definição dos requisitos funcionais e não-funcionais do protótipo a desenvolver.
- Análise das características do sinal e das normas existentes na conceção de dispositivos médicos.
- Desenvolvimento de uma placa de circuito impresso (PCB) e respetivo *firmware*.
- Realização de testes do sistema.

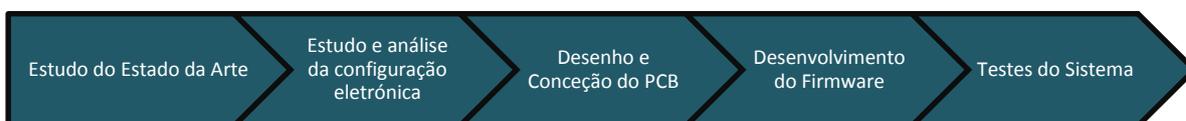


Figura 5-Principais Etapas no desenvolvimento do projeto.

1.2. Estrutura do Documento

Os capítulos constituintes deste projeto vêm descritos e enumerados de seguida.

Capítulo 1. Introdução

Trata-se do capítulo atual, onde é feito um enquadramento do projeto e no qual são explicados os seus objetivos. Toda a estrutura do documento é descrita neste capítulo.

Capítulo 2. Gestão do Projeto

No segundo capítulo é realizada uma pequena apresentação da Exatronic. Todos os intervenientes envolvidos no desenvolvimento do projeto, bem como a calendarização e planeamento do mesmo são apresentados ao longo desse capítulo.

Capítulo 3. Oximetria de Pulso

Neste capítulo são apresentados os conceitos teóricos relacionados com a oximetria de pulso. Serão referidos ainda alguns produtos existentes no mercado, bem como as normas principais de segurança que o nosso projeto terá que respeitar.

Capítulo 4. Módulo de Aquisição

São explorados todos os componentes e conceitos teóricos relativos ao módulo utilizado neste projeto. Esse estudo contém os diversos equipamentos utilizados bem como as razões da sua escolha.

Capítulo 5. Hardware

Aqui são apresentados os esquemas eletrónicos relativo ao nosso protótipo bem como informações relativas ao seu desenvolvimento, incluindo o trabalho desenvolvido pelo *Altium Designer*[®].

Capítulo 6. Protocolos de Comunicação

Ao longo deste capítulo são referidos todos os protocolos de comunicação utilizados pelo dispositivo. São enumeradas as principais vantagens desses protocolos, sendo também efetuada uma breve análise de funcionamento dos mesmos.

Capítulo 7. Firmware

É apresentada toda a informação relativa à programação dos diversos componentes do oxímetro. Serão apresentados e detalhados os principais passos do desenvolvimento da versão final do projeto.

Capítulo 8. Testes e Resultados

Engloba todo o trabalho bem como os métodos realizados para avaliar a constituição final do sistema, desde a validação do *hardware* e do *firmware*, até aos resultados obtidos.

Capítulo 9. Conclusões e Considerações Futuras

Por fim são discutidos os objetivos definidos para este projeto, bem como as principais perspetivas futuras que poderão ser acrescentadas ou melhoradas no protótipo desenvolvido.

Gestão do Projeto

Capítulo 2. Gestão do Projeto

2.1. Membros do Projeto

Este projeto foi desenvolvido por um mestrando da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra, em colaboração com a Exatronic. Os elementos responsáveis pelo seu desenvolvimento estão mencionados na seguinte tabela.

Tabela 1-Responsáveis pelo Projeto.

Nome	Função
Fernando Quintas	Mestrando
Professor Dr. Custódio Loureiro	Orientador na FCTUC
Eng.º André Santos	Supervisor na Exatronic
Eng.º Pedro Mar	Supervisor na Exatronic
Eng.º Manuel Loureiro	Supervisor na Exatronic

2.2. Apresentação da Empresa

A Exatronic é uma empresa portuguesa que iniciou a sua atividade em 1995, e define-se como uma PME, cujo *core business* é a engenharia eletrónica. As suas áreas de negócio assentam na engenharia e certificação de produtos, produção em regime de subcontratação, final *assembly in house*, controlo de qualidade de fim de linha, expedição e assistência técnica.

Apesar dos focos principais nas áreas de eletrónica, automação e sector automóvel, no segundo semestre de 2010 a empresa decide explorar novas oportunidades e surge a Exa4life, uma nova área de negócio centrada na área médica. Este projeto enquadra-se nessa área de negócio através de um protocolo estabelecido com a Universidade de Coimbra.

2.3. Planeamento do Projeto

No seguinte diagrama de *Gantt* estão representados quer o plano inicial quer o plano atual das macro tarefas que foram desenvolvidas durante este primeiro semestre do projeto. Além do planeamento são apresentados os objetivos de cada fase do projeto.

Tabela 2-Listagem das tarefas e respetivos objetivos.

ID	Tarefa	Objetivos
1	Familiarização com o Ambiente Empresarial	<ul style="list-style-type: none"> Perceção e adaptação das metodologias de trabalho da Exatronic.
2	Estudo do Estado da Arte	<ul style="list-style-type: none"> Estudo dos conceitos básicos de oximetria Estudo de equipamentos médicos semelhantes (características técnicas e vantagens competitivas). Estudo de novas potencialidades a implementar no protótipo. Estudo dos acessórios de leitura (sondas). Estudo de placas OEM para oximetria. Estudo de bibliografia associada a componentes eletrónicos capazes de intervir em oximetria.
3	Estudo Teórico de Conceitos inerentes ao Projeto	<ul style="list-style-type: none"> Estudo de conceitos relativos a análise e processamento de sinal. Estudo do protocolo de comunicação Bluetooth e RS232 (Porta Série). Estudo de circuitos eletrónicos para oximetria.
4	Especificação de Requisitos	<ul style="list-style-type: none"> Especificação dos requisitos para o protótipo do projeto: <ul style="list-style-type: none"> Não Funcionais Interfaces Autonomia e Consumo Funcionais Mecânicos Regulamentares
5	Conceção	<ul style="list-style-type: none"> Realizar a especificação detalhada e técnica que advém da especificação de requisitos.
6	Familiarização com o Desenvolvimento de Hardware	<ul style="list-style-type: none"> Estudo do software Altium e suas potencialidades. Realização de tutoriais e pequenos projetos a título de exemplo.
7	Desenvolvimento de HW	<ul style="list-style-type: none"> Desenho de esquema elétrico. Desenho de layout da placa de circuito impresso.
8	Escrita do 1º Relatório Intermédio	<ul style="list-style-type: none"> Elaboração e entrega do primeiro relatório intermédio.
9	Prototipagem	<ul style="list-style-type: none"> Produção de protótipo de hardware e teste de validação de HW
10	Familiarização com o desenvolvimento de Firmware	<ul style="list-style-type: none"> Familiarização com linguagem C e programação de microcontroladores Familiarização com ferramenta de desenvolvimento AVR Studio
11	Desenvolvimento de FW	<ul style="list-style-type: none"> Elaboração do diagrama de blocos Desenvolvimento FW para processamento de sinal Desenvolvimento FW para protocolos de comunicação (BT e RS232) Lançamento versão β
12	Testes de Sistema	<ul style="list-style-type: none"> Teste de validação do protótipo final e sua reengenharia
13	2º Relatório Intermédio	<ul style="list-style-type: none"> Elaboração e entrega do 2º relatório intermédio
14	Desenvolvimento de uma HMI	<ul style="list-style-type: none"> Desenvolvimento de uma HMI que consiste numa aplicação simples em Java/C# que permita ao utilizador receber os dados num dispositivo externo (PC/telemóvel) via BT ou RS232 e que mostre os resultados da sua medição
15	Elaboração da Tese de Mestrado	

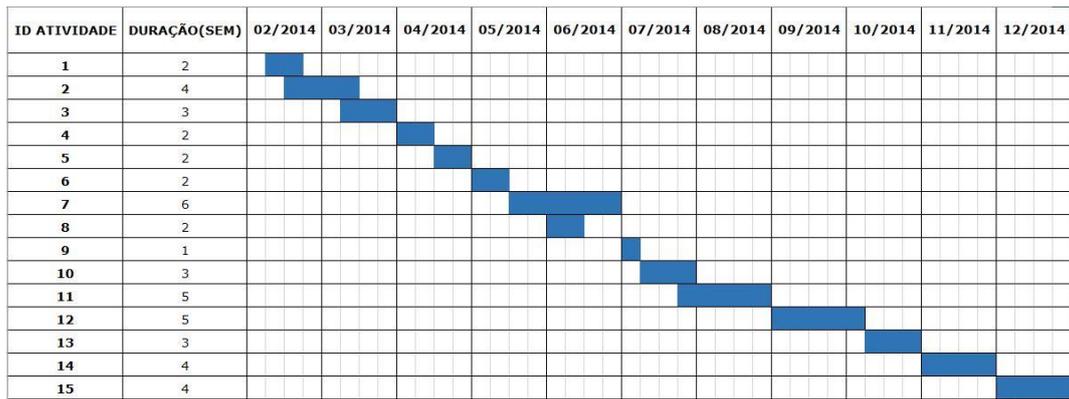


Figura 6-Diagrama de Gantt com a calendarização inicial do projeto

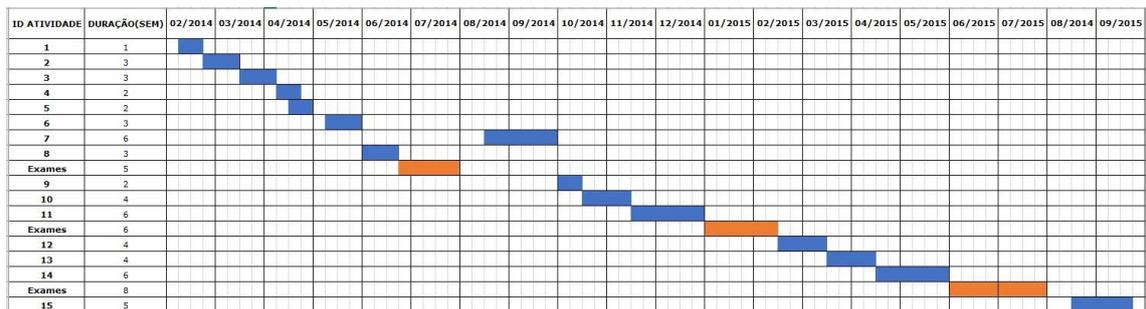


Figura 7-Diagrama de Gantt com a calendarização final do desenvolvimento do projeto

Oximetria de Pulso

Capítulo 3. Oximetria de Pulso

O conceito de oximetria consiste na medição ótica da saturação da oxiemoglobina no sangue, sendo a oximetria de pulso apenas uma das diversas técnicas usadas para realizar esse tipo de medição. Trata-se de uma técnica não-invasiva, que se baseia em princípios físicos conhecidos do comportamento da luz [14].

Estes dispositivos são amplamente usados em diversas áreas da medicina, estando as principais aplicações detalhadas na seguinte tabela.

Tabela 3-Principais Aplicações da Oximetria de pulso [8].

1	Durante a anestesia e períodos pós-anestesia
2	Unidades de cuidados intensivos
3	Unidades de terapia neonatal
4	Unidades medico-hospitalares
5	Ambulâncias e transportes aéreos
6	Testes de diagnóstico
7	Centros de reabilitação
8	Serviços domiciliares

3.1. Processos Fisiológicos

O oxigênio é vital para o funcionamento de todas as células do corpo humano, e conseqüentemente, para todos os tecidos e órgãos. A sua ausência pode mesmo levar à morte dessas células e tecidos. Portanto, é necessário garantir, de uma forma contínua, quantidades adequadas de oxigênio, de forma a evitar a anoxia, ou seja, é necessário impedir que a quantidade de oxigênio não seja reduzida para níveis muito inferiores aos níveis fisiológicos dos tecidos [14].

Tabela 4-Robustez de diversos órgãos à anoxia [14].

Órgão	Tempo de sobrevivência após Anoxia
Córtex Cerebral	Menos de 1min
Coração	5min
Rim e Fígado	10min
Musculo Esquelético	2h

De forma a evitar danos irreversíveis nas células e tecidos, é importante realizar uma monitorização precisa da quantidade de oxigênio existente no sangue, para que seja possível avaliar a eficiência dos sistemas respiratório e circulatório.

3.1.1. Transporte de Oxigênio

O transporte de O_2 requer a utilização do sistema respiratório, bem como do sistema circulatório.

A) Sistema Respiratório

O sistema respiratório é responsável pela hematose pulmonar, processo onde ocorrem as trocas gasosas de O_2 e CO_2 . Para tal, é necessário que ocorra a ventilação, ou como é normalmente designada, a respiração [15].

A ventilação consiste no fluxo de ar para dentro e fora dos pulmões. Esse mecanismo ocorre devido ao princípio do fluxo de áreas de maior pressão para áreas de menor pressão [15].

Por ação dos músculos respiratórios e intercostais e do diafragma, a cavidade torácica pode ser expandida ou comprimida e como tal, a pressão dos pulmões pode ser alterada. Quando os músculos e o diafragma são contraídos, a cavidade torácica é expandida, fazendo com que a pressão atmosférica seja maior do que a pressão no interior dos pulmões, ocorrendo a inspiração, ou seja, o fluxo de ar da atmosfera para dentro dos pulmões. Quando a cavidade torácica é comprimida, o volume dos pulmões diminui, e por sua vez a pressão aumenta. No momento em que os valores de pressão forem maiores que a pressão atmosférica o ar sai fora dos pulmões acontecendo a expiração [14][15].

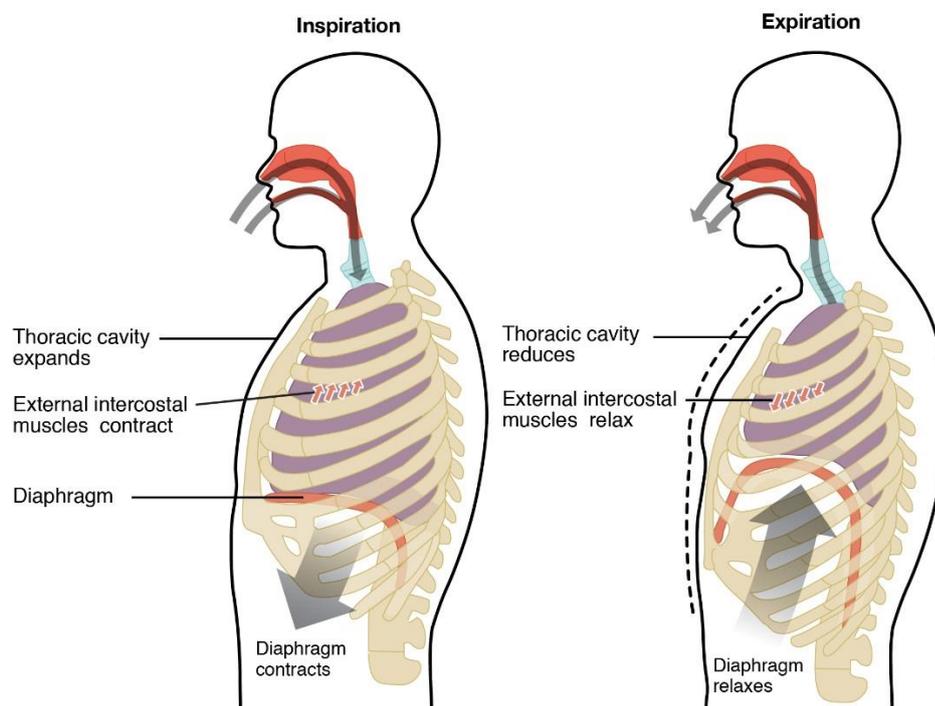


Figura 8-Ventilação Pulmonar [16].

Quando o ar se encontra nos pulmões ocorre a hematose pulmonar. A hematose pulmonar define-se como o conjunto de trocas gasosas do CO_2 presente no sangue que chega aos pulmões através dos capilares arteriais e o O_2 dos pulmões. Este mecanismo ocorre nos alvéolos pulmonares e dá-se através da difusão [15].

O processo de difusão define-se como o movimento passivo de partículas de uma região com maior pressão parcial (ar nos alvéolos) para uma região de menor pressão parcial (sangue venoso) [17].

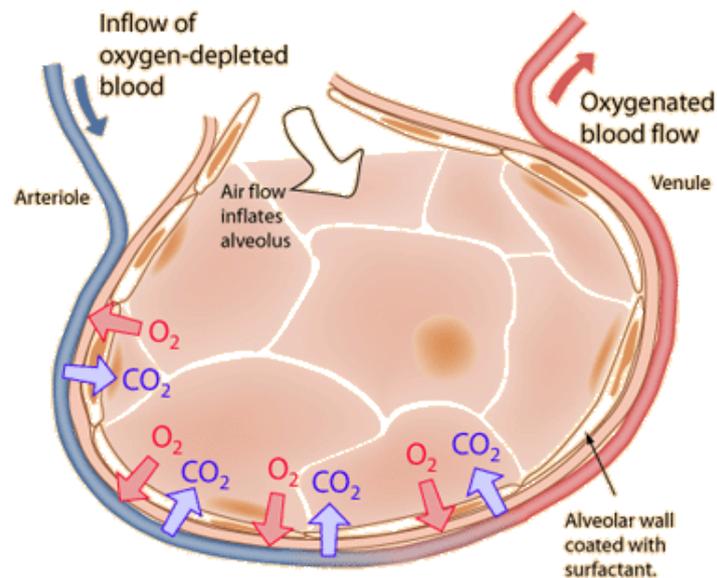


Figura 9-Hematose Pulmonar [18].

Neste processo de difusão estão envolvidos os gases respiratórios, como tal, é importante conhecer alguns dos princípios físicos relacionados com estes gases.

Lei de Boyle

A temperatura constante, os valores de pressão (p) e volume (V) são inversamente proporcionais (k) para uma determinada massa de um gás [17][19].

$$p_i V_i = p_f V_f, pV = k$$

Lei de Dalton

Numa mistura gasosa, a pressão que cada gás exerce é independente da pressão dos outros componentes, portanto, a pressão total (p_t) é a soma das pressões parciais (p_a) de cada elemento [17][19].

$$p_a = P_t X_a, X_a - \text{Fração molar}$$

Lei de Henry

A uma dada temperatura, a solubilidade de um gás num líquido é diretamente proporcional à pressão parcial que o gás exerce sobre o líquido [17][19].

Lei de Graham

A velocidade (v) e difusão de dois gases, em condições iguais de pressão e temperatura, são inversamente proporcionais à raiz quadrada das suas densidades (ρ) [19].

$$\frac{v_1}{v_2} = \frac{\sqrt{\rho_2}}{\sqrt{\rho_1}}$$

A seguinte lei descreve o processo de difusão simples dos gases nos tecidos, nomeadamente na membrana alvéolo-capilar. O processo denomina-se simples neste caso, pois ocorre a favor do gradiente de pressão, ou seja, de um gradiente de pressão parcial maior para um local com pressão parcial menor [17][19].

Lei de Fick

Por definição, esta lei enuncia que a velocidade de transferência de um gás é proporcional à área (A) da superfície que atravessa e ao gradiente de pressão parcial. A relação é inversamente proporcional à espessura (E) da superfície onde ocorre essa transferência [17].

$$V = \frac{A * D * \Delta P}{E}$$

V – Quantidade de gás que passa de um ponto para o outro
 D – Constante de difusão do gás
 ΔP – Diferença de pressão de um gás em dois pontos
P.M – Peso Molecular

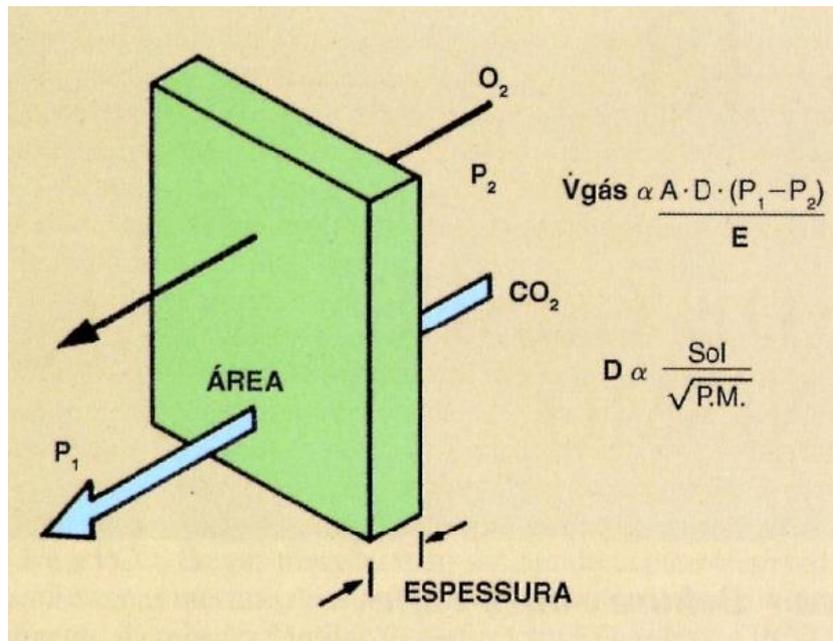


Figura 10-Lei de Fick[20].

Facilmente se percebe que fatores como a altitude influenciam este processo. Quando nos encontramos em altitudes muito elevadas, o ar torna-se rarefeito, diminuindo a pressão parcial do oxigênio nos alvéolos, e por consequência, diminuindo a diferença entre a pressão parcial dos alvéolos e do sangue. Pela lei de

Fick, conclui-se que a níveis de altitude superiores menor quantidade de oxigênio é difundido para o sangue [17].

Na seguinte figura, estão representados os processos de difusão simples nos capilares, envolvendo as trocas de oxigênio dos alvéolos para o sangue, e em sentido oposto, a difusão do dióxido de carbono do sangue para os alvéolos.

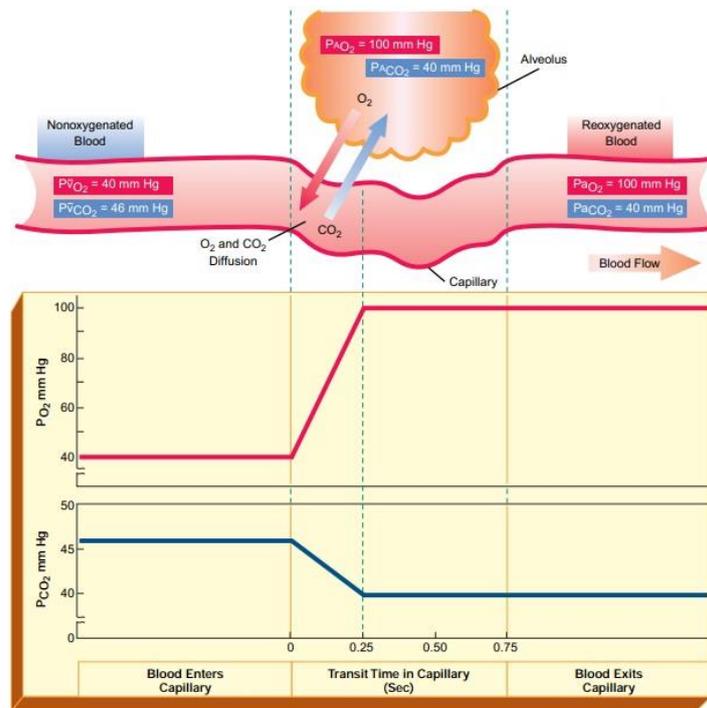


Figura 11-Difusão Simples nos Alvéolos Pulmonares [17].

B) Sistema Circulatorio

Após as trocas gasosas nos alvéolos, o sangue arterial regressa ao coração, através das veias pulmonares, entrando na artéria esquerda. A partir daí o sangue segue para o ventrículo esquerdo, em seguida para a artéria aorta, iniciando-se a grande circulação [15].

A grande circulação é responsável pelo transporte do sangue arterial desde o coração até aos diferentes tecidos. Através da difusão, o O_2 passa para os tecidos, e em troca o sangue recebe o CO_2 . O sangue venoso regressa ao coração através da veia cava. No seguinte diagrama está explicitada a circulação sanguínea [15].

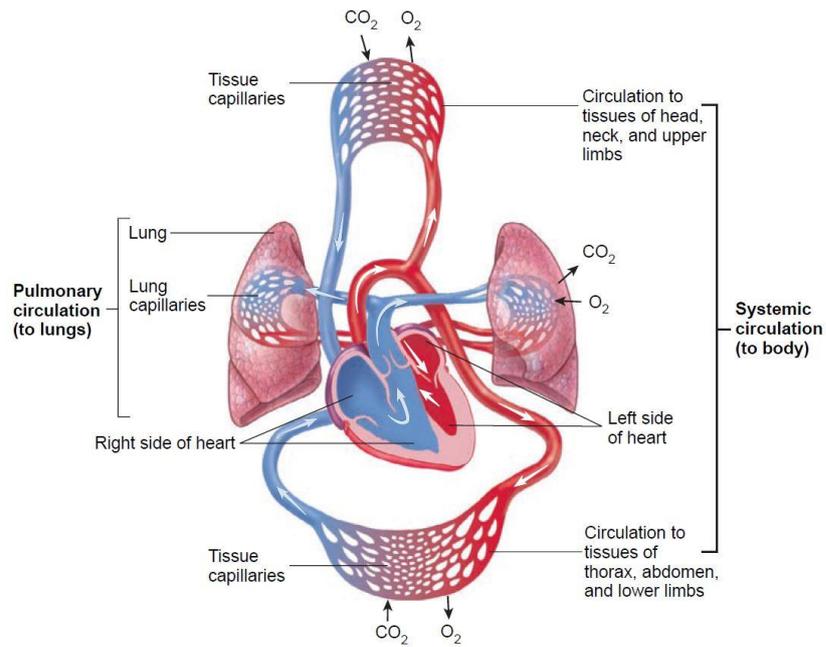


Figura 12-Diagrama da Circulação Sanguínea [21].

Tal como na membrana alvéolo-capilar, quando o sangue é bombeado para os diferentes tecidos do corpo humano, vai realizar trocas gasosas com os mesmos. A difusão para os tecidos ocorre quando o sangue chega aos capilares, que estão rodeados pelo fluido intersticial com uma pressão parcial de oxigénio inferior ao sangue. O fluido intersticial é o local onde gases, nutriente e outros resíduos são trocados entre o sangue capilar e as células. O processo de difusão nestes casos é em tudo semelhante ao que ocorre nos alvéolos pulmonares [21].

Quando falamos no sistema circulatório será importante discutir o papel do principal órgão deste sistema, o Coração.

Na figura anterior percebe-se que o sangue quando oxigenado viaja até ao coração, a partir do qual é bombeado para todo o corpo. A contração do coração, responsável pelo fenómeno de bombeamento do sangue, é controlada por impulsos elétricos [21].

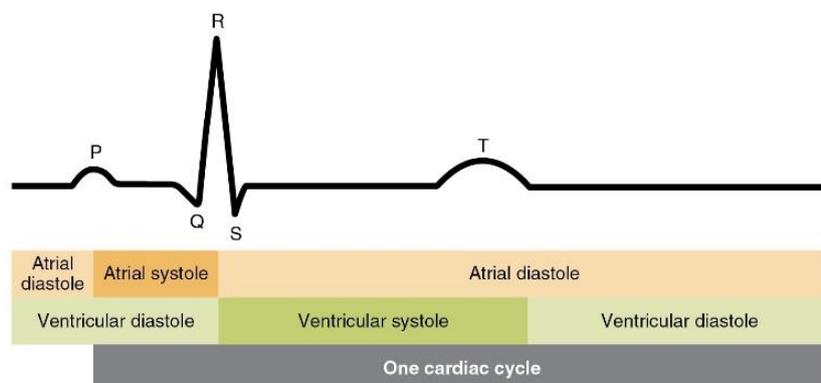


Figura 13-Ciclo Cardíaco [22].

Num eletrocardiograma podem ser identificadas usualmente a onda P e T e o complexo QRS.

A onda P é produzida pelo miocárdio auricular, quando este é ativado por um impulso proveniente do nó sinoauricular. Por outro lado, o complexo QRS resulta da despolarização dos ventrículos, e respetiva contração. Por fim, temos a onda T cujo significado é a repolarização ventricular, por outras palavras, significa o relaxamento desses músculos [21][22].

Depois de resumidas os principais componentes de um ECG, apenas uma nota final para os diferentes estágios do ciclo cardíaco, a sístole e a diástole [21][22].

A primeira fase do ciclo cardíaco é a diástole. Durante esta fase existe a entrada passiva de sangue das aurículas para os ventrículos, após a chegada deste ao coração através das veias pulmonares e veias cavas. Seguidamente a este processo, dá-se a sístole. Este pode dividir-se em sístole auricular, onde existe uma contração das aurículas que força a passagem total do sangue para os ventrículos, e a sístole ventricular, onde existe a contração das paredes dos ventrículos devido à pressão sanguínea e levando a que o sangue seja bombeado para todo o corpo através da artérias aorta e pulmonar [21][22].

A importância destas fases do ciclo cardíaco relaciona-se com o fato do cálculo do valor de oxigenação do sangue se basear na natureza pulsátil do sangue arterial, portanto, convém entender de que forma se processa o ciclo cardíaco.

3.1.2. Transporte de Oxigénio no sangue

Quando o O_2 se encontra no sangue ele pode ser transportado de duas formas. Pode ser dissolvido no plasma, o que corresponde 2% do valor total, isto porque devido a constituição do sangue ser essencialmente água, os gases não são particularmente solúveis nestas condições. Como o O_2 dissolvido no plasma não é suficiente para responder às necessidades das diferentes células, existe uma forma muito mais eficiente, que é a ligação do O_2 à hemoglobina [14].

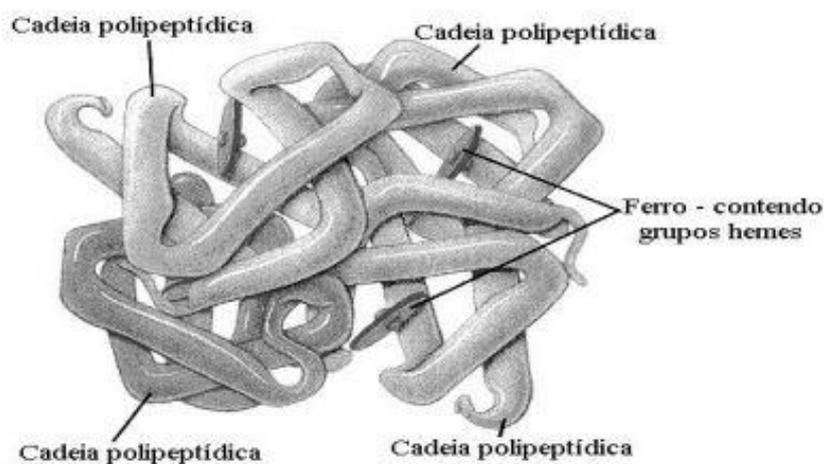


Figura 14-Estrutura de uma molécula de Hemoglobina [23].

A hemoglobina é uma metaproteína, constituída por 4 cadeias polipeptídicas ligadas entre si. Na sua constituição são diferenciadas duas partes, globina e o grupo heme que contém um átomo de ferro. Todos os grupos heme (4 no total) vão ligar-se a uma molécula de O₂ ocorrendo uma reação química que leva à formação da oxiemoglobina [24].

A saturação da HbO₂ ou saturação funcional do O₂ é calculada através de:

$$SO_2(\%) = \frac{[HbO_2]}{[HbO_2] + [Hb]} * 100\%$$

Uma das principais características desta ligação, é a afinidade que as moléculas de O₂ têm com a Hb, pois após uma molécula de Hb se combinar com uma molécula de O₂ a probabilidade da Hb se combinar com mais moléculas aumenta cada vez mais, até ao ponto onde todas as moléculas de O₂ estejam combinadas com a hemoglobina. Este tipo de ligação diz-se cooperativa, já que apesar da maior dificuldade inicial da ligação da primeira molécula de oxigénio, a curva de dissociação entre a Hb e o O₂ é sigmoide [14].

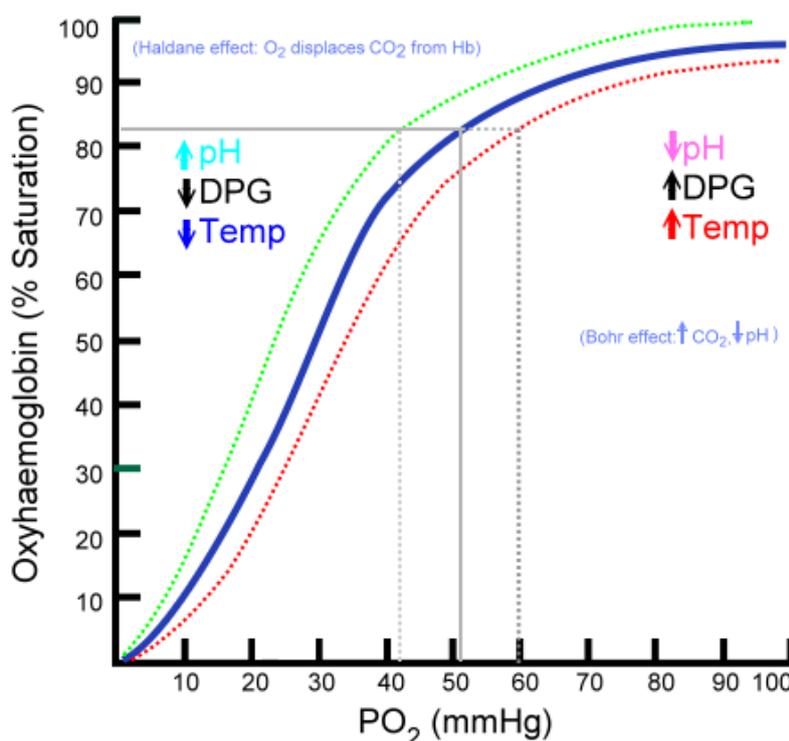


Figura 15-Curvas de dissociação da Oxiemoglobina [25].

Na figura anterior estão representados alguns fatores que influenciam a ligação Hb-O₂. Os principais fatores são a temperatura, a acidez do meio, a pressão parcial de CO₂ e a presença do 2,3 bifosfoglicerato [26].

3.2. Princípios Físicos

De uma forma geral, o modo de operação dos dispositivos de oximetria de pulso corresponde à emissão de luz, com dois comprimentos de onda diferentes, através de um tecido, de forma a podermos medir o sinal de luz transmitido. Percebe-se que o seu funcionamento assenta em princípios físicos relativos ao comportamento da luz [27].

Um desses princípios consiste na diferente absorção da luz por parte da Hb e da HbO₂ em diferentes comprimentos de onda [27].

O nível de saturação de oxigénio no sangue é obtido usando dois comprimentos de onda distintos. Os valores usados serão aqueles onde a absorção de HbO₂ e Hb apresentam maior diferença de absorção [28].

Outro princípio que está na base do funcionamento dos oxímetros de pulso advém da natureza pulsátil do sangue arterial. Ao medirmos o sinal transmitido é possível distinguir a natureza pulsátil do sangue arterial do sinal não pulsátil resultante do sangue venoso e de outros tecidos [28].

3.2.1. Lei de Beer-Lambert

Esta lei relaciona a absorção da luz com as características do material que ela atravessa. Segundo esta lei:

$$I_t = I_0 * e^{-A} \quad (1)$$

$$A = \varepsilon \times D \times c \quad (2)$$

Onde I_t corresponde à intensidade de luz que atravessa o meio, I_0 representa a intensidade de luz incidente, sendo A o valor da absorvância. Esta é calculada pelo produto da distância percorrida pelo feixe de luz (D), com o coeficiente de extinção (ε) e com a concentração da solução (c) [14].

Rearranjando a equação 1 podemos determinar o valor da Transmitância (T) de luz que passa num determinado meio com uma substância absorvente [14].

$$T = \frac{I_t}{I_0} = \varepsilon(\lambda)cD$$

Por outro lado, ao conjugarmos as equações (1) e (2) podemos obter o valor da absorvância medida em função do rácio logarítmico da radiação incidente e transmitida [14].

$$A = - \log_{10} \frac{I_t}{I_0}$$

Esta relação requer que a luz incidente seja monocromática e colimada, ou seja, assume-se que a luz não sofre efeito de dispersão. Será ainda de salientar, que esta lei assume que a intensidade de luz incidente é igual à soma de toda a luz absorvida e transmitida pela amostra/tecido [24].

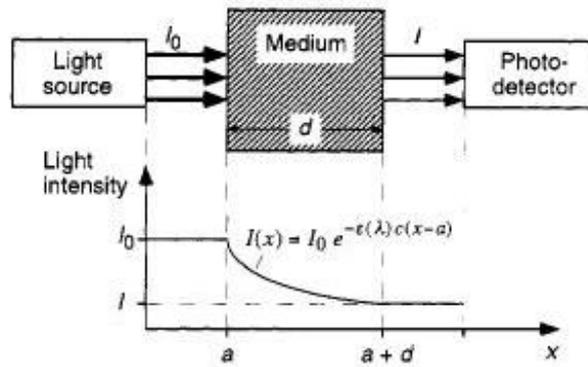


Figura 16-Lei de Beer-Lambert [14].

Outra propriedade desta lei é a sua validade para casos onde existam várias substâncias no meio. Isto significa que a absorvância total (A_t) é a soma das absorvâncias relativas a cada substância presentes no meio [14].

$$A_t = \sum_{i=1}^n \epsilon_i(\lambda) c_i D_i$$

3.2.2. Absorção de Luz e Espectro Eletromagnético

O fenómeno da absorção da Luz ocorre quando existe uma redução da intensidade da energia irradiada devido à conversão de energia num determinado meio. Uma das propriedades da absorvância é o facto de esta depender do comprimento de onda da luz irradiada [29].

Antes de ser debatido com mais detalhe este fenómeno, será importante referir uma particularidade da luz: a sua dupla natureza [30].

A luz apresenta características de duas formas de comportamento diferentes: Onda e Partícula (fotão). O efeito fotoelétrico é prova do comportamento da luz como uma partícula, já que este fenómeno apenas pode ser explicado caso a luz se comporte como tal [30].

De forma resumida, o efeito fotoelétrico refere-se à emissão de eletrões de um material quando este é atingido por radiação eletromagnética [31].

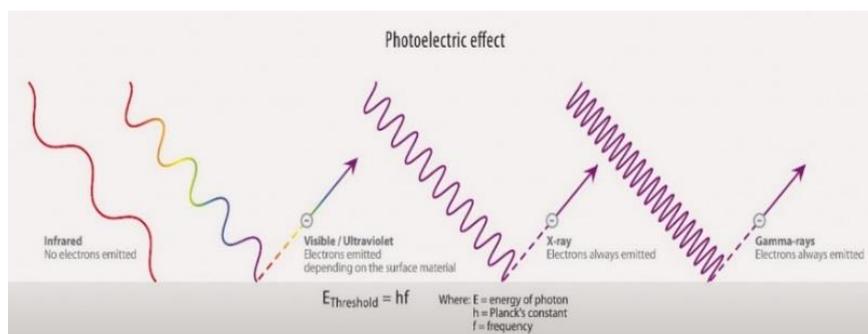


Figura 17-Efeito fotoelétrico [32].

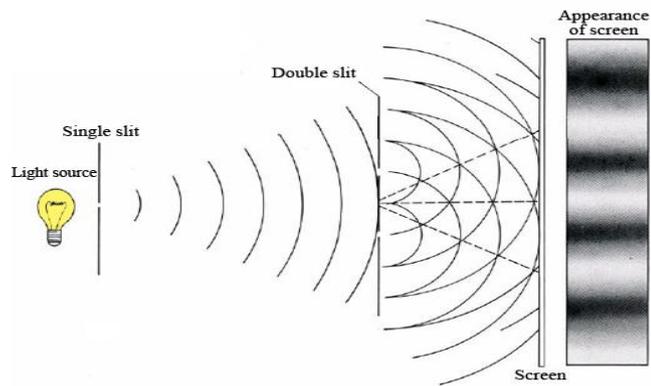


Figura 18-Experiência de Dupla Fenda de Young [33].

Como se pode ver, o fenómeno de interferência, comprovado numa das experiências de Thomas Young, observado na figura anterior apenas pode ser explicado se o comportamento da luz for semelhante ao de uma onda.

A equação proposta por Max Planck evidencia este carácter duplo entre fótons e a radiação eletromagnética [31]. Segundo ele,

$$E = h\nu$$

- E - Energia de um fóton
- ν - Frequência da radiação eletromagnética
- h - Constante de Planck

Para uma melhor compreensão, e em parte, perceber o porquê de apenas alguns intervalos serem usados nos oxímetros de pulso, é importante ter uma ideia de como é composto o espectro de radiação eletromagnética. Na figura seguinte estão especificados todos os intervalos possíveis de frequência deste tipo de radiação.

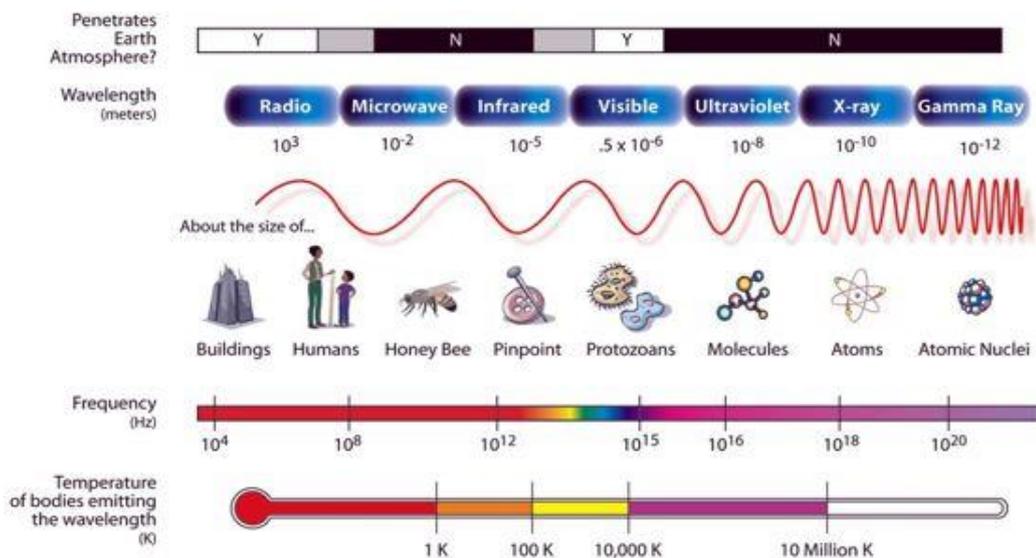


Figura 19-Espectro Eletromagnético [34].

3.2.3. Aplicação da Lei de Lambert-Beer na Oximetria de Pulso

Anteriormente foram enunciados alguns conceitos teóricos relativos ao comportamento da luz. Na presente secção, iremos perceber de que forma é que esses princípios são aplicados no desenvolvimento dos oxímetros de pulso.

A) Comprimentos de onda dos Oxímetros de Pulso

Os comprimentos de onda maioritariamente utilizados na oximetria de pulso são nas regiões do vermelho (660nm) e infravermelho (880-940nm). Os critérios usados para a escolha destes parâmetros tendem a maximizar absorção, bem como limitar a margem de erro do dispositivo [24].

Antes de analisarmos detalhadamente a figura 20 e percebermos o porquê dos valores típicos de comprimento de onda, será importante referir que os valores da figura relativos aos comprimentos de onda começam nos 600nm. Esse facto não é por acaso, pois a pigmentação da pele absorve muita quantidade de luz para valores inferiores a 600nm [14].

Sabemos que para medirmos o nível de saturação de oxigénio no sangue temos que medir a razão entre a quantidade de Hb e HbO₂. Portanto os comprimentos de onda usados neste tipo de dispositivos têm que ser aqueles cujos coeficientes de absorção apresentem uma maior dissemelhança. Outro critério de escolha é o achatamento do espectro de absorção. Este critério tem como objetivo a minimização de erros relativos às mudanças de picos de comprimento de onda dos LEDs do sensor [14].

Com base na seguinte figura, e atendo aos critérios referidos, os valores mais favoráveis para a oximetria de pulso são na região do vermelho (660nm) e a região do infravermelho entre os 880-940nm.

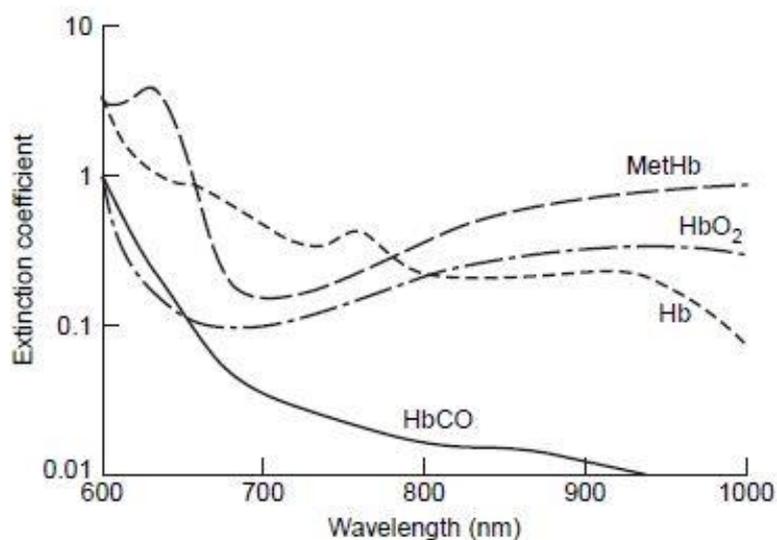


Figura 20-Espectro de Absorção Ótica da Hb e HbO₂ [24].

B) Absorvância no Sangue

No sangue a hemoglobina é a principal substância responsável pela absorção ótica da luz. Neste trabalho já foi expresso que no sangue a maior parte da hemoglobina ou está oxigenada (HbO_2) ou reduzida Hb , e é através dessas quantidades que podemos calcular o valor da saturação funcional de O_2 .

Usando uma das propriedades da lei de Lambert-Beer para múltiplas substâncias de absorção podemos chegar à seguinte equação [35]:

$$A_t = \varepsilon_{HbO_2}(\lambda)c_{HbO_2}D_{HbO_2} + \varepsilon_{Hb}(\lambda)c_{Hb}D_{Hb}$$

Assumindo que o caminho percorrido pela luz é igual para todas as substâncias e sabendo que a oximetria de pulso se baseia na diferença da absorção ótica dos tecidos produzida durante o fluxo pulsátil do sangue arterial podemos obter o seguinte [35]:

$$\frac{d(A_t)}{dt} = \frac{d}{dt}[\varepsilon_{HbO_2}(\lambda)c_{HbO_2}D_{HbO_2} + \varepsilon_{Hb}(\lambda)c_{Hb}D_{Hb}]$$

3.2.4. Características do Sinal

Para uma melhor compreensão das equações apresentadas anteriormente vamos perceber de que forma é composto o sinal de um oxímetro de pulso.

Na figura 21, podemos observar um exemplo de um sinal fotoplestimográfico, onde se denotam diferentes níveis de absorção em diferentes tecidos.

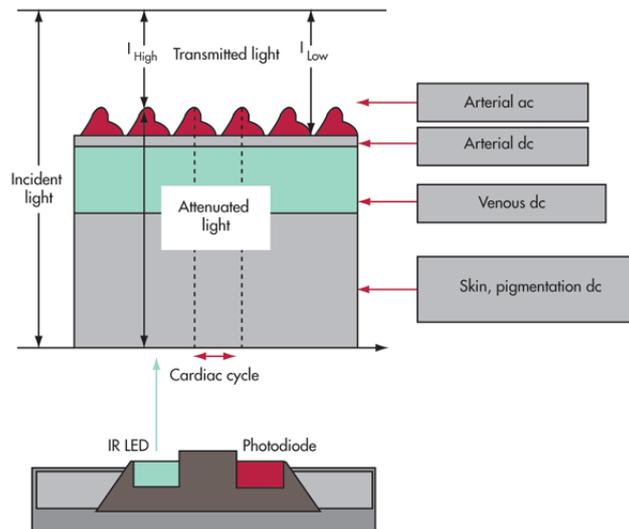


Figura 21-Variação da absorção da luz em diferentes tecidos [36].

Podemos ver que existe uma correlação entre a luz absorvida e a pulsação do sangue arterial. Há que ter em atenção que existem períodos de maior absorção, já que o ciclo cardíaco não é uniforme. Como foi referido anteriormente, durante a

sístole existe maior quantidade de sangue nas artérias, pelo que é óbvio que a absorção vai ser maior, já que existe maior quantidade de hemoglobina no caminho ótico da luz incidente e também porque o seu diâmetro também é maior [14][21].

Outra nota a retirar é na parte cinzenta da figura, onde vemos que a quantidade de luz absorvida nos tecidos (pele, músculos, ossos) é constante ao longo do ciclo cardíaco.

As equações matemáticas que descrevem estes fenómenos baseiam-se, mais uma vez, na lei de Lambert-Beer [14].

$I(High)$: Luz transmitida durante a diástole (menor absorção)

$$I_H = I_0 e^{-A_{DC}} e^{-[\epsilon_{HbO_2}(\lambda)c_{HbO_2} + \epsilon_{Hb}(\lambda)c_{Hb}]D_{min}}$$

$I(Low)$: Luz transmitida durante a sístole (maior absorção)

$$I_L = I_0 e^{-A_{DC}} e^{-[\epsilon_{HbO_2}(\lambda)c_{HbO_2} + \epsilon_{Hb}(\lambda)c_{Hb}]D_{max}}$$

Como a medição não é realizada apenas num momento mas sim ao longo de um período de tempo, podemos definir a intensidade de luz que chega ao fotodetector como:[14]

$$I = I_0 e^{-A_{DC}} e^{-[\epsilon_{HbO_2}(\lambda)c_{HbO_2} + \epsilon_{Hb}(\lambda)c_{Hb}]\Delta D}$$

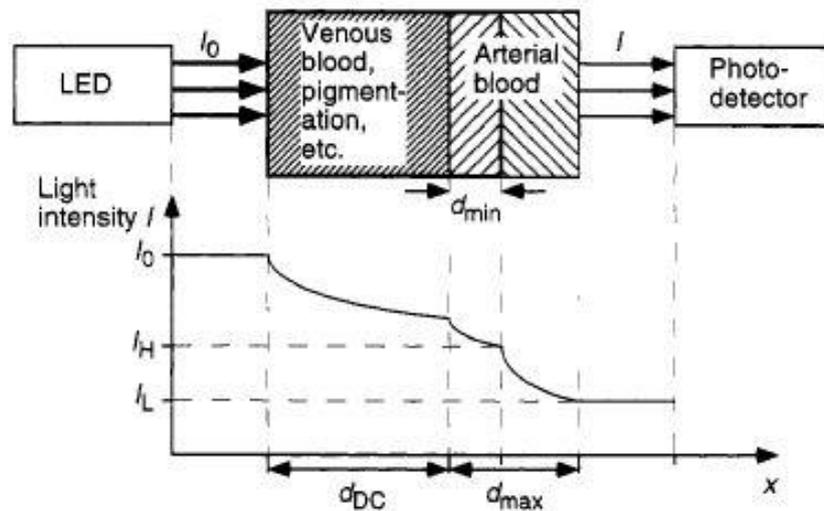


Figura 22-Modelo representativo da Lei de Lambert-Beer na Oximetria de Pulso [14].

3.2.5. Cálculo Teórico do nível de Oxigenação Sanguínea

Os LEDs podem emitir diferentes intensidades de comprimento de onda, assim sendo, deverá ser feita uma normalização das diferentes intensidades. Como a componente DC do sinal é comum para os diferentes comprimentos de onda é possível obter um rácio (R) entre a luz transmitida do LED vermelho e do infravermelho.[37]

$$R = \frac{\log_{10}(I_{DC+AC}/I_{DC})_V}{\log_{10}(I_{DC+AC}/I_{DC})_{IV}} = \frac{\log_{10}(I_{AC})_V}{\log_{10}(I_{AC})_{IV}}$$

Recombinando esta equação com as expressões na secção anterior chegamos à equação teórica do SO_2 . [35]

$$SO_2 = \left[\frac{-\varepsilon_V(Hb) + \varepsilon_{iv}(Hb) \times (V/IV)}{[\varepsilon_V(HbO_2) - \varepsilon_V(Hb)] + [\varepsilon_{iv}(Hb) - \varepsilon_{iv}(HbO_2)] \times (V/IV)} \right]$$

3.2.6. Calibração dos Oxímetros de Pulso

Apesar da Lei de Lambert-Beer ser a grande base da oximetria de pulso, existem alguns fatores que não são previstos pela lei que acontecem aquando da medição do SO_2 [14].

Foi assumido ao longo deste trabalho que a luz emitida pelos LEDs apenas era transmitida ou detetada. Na realidade isso é uma aproximação grosseira, já que parte da luz que é refletida ou sofre efeitos de dispersão nos glóbulos vermelhos [14].

De forma a contornar essa situação foram criados diferentes métodos de calibração dos oxímetros, sendo que os mais utilizados pelos oxímetros no mercado são tabelas com valores de referência baseados em estudos realizados com voluntários, onde a saturação de oxigénio é medida de forma invasiva e com o dispositivo médico [24].

Apesar das discrepâncias existentes entre os dois modelos, Lambert-Beer e empírico, não existem grandes diferenças quando falamos percentagens superiores a 85%, conforme é demonstrado na seguinte figura.

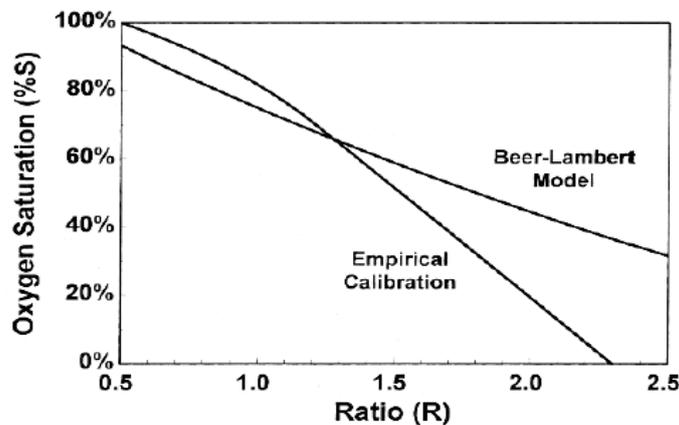


Figura 23-Relação entre SpO_2 e valor de R [38].

Já foram realizados muitos estudos de forma a minimizar os erros associados a este tipo de medição, e chegou-se a uma modificação da equação teórica do SO_2 . A relação entre o rácio R e os valores medidos pelo oxímetro são então descritos por [35]:

$$SO_2 = \frac{K_1 - K_2R}{K_3 - K_4R}$$

Os coeficientes K, são obtidos de forma experimental, através de medições *in vitro*, de forma a garantir a melhor aproximação possível [35].

3.3. Estado da Arte

Ao longo desta secção vamos aferir sobre os diferentes tipos de dispositivos existentes no mercado, bem como as futuras tendências deste tipo de equipamentos. Serão analisadas as suas principais características e potencialidades.

3.3.1. Tipos de dispositivos

Os oxímetros de pulso podem classificar-se essencialmente em dois grupos, de acordo com o modo de funcionamento da sonda. Eles podem ser transmissivos ou refletivos. Nos dispositivos transmissivos o detetor encontra-se na superfície oposta ao feixe incidente, sendo o sinal medido o valor da intensidade do feixe após atravessar a superfície. No caso dos equipamentos refletivos o emissor do feixe e o detetor encontram-se no mesmo plano, sendo o sinal medido o valor do feixe que é refletido pela superfície onde este incidiu [14].

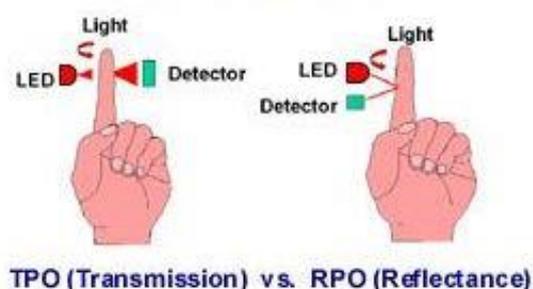


Figura 24-Funcionamento dos dispositivos transmissivos e refletivos [39].

Estes equipamentos podem ainda ser classificados tendo em conta fatores como a localização, tipo de sonda ou a mobilidade do mesmo. Na seguinte tabela estão resumidos os principais tipos de equipamentos existentes.

Tabela 5-Principais tipos de Equipamentos Existentes.

Modo de Funcionamento	Transmissivo
	Refletivo
Localização	Pontas dos dedos
	Pulso
	Lóbulo da Orelha
	Pé/Dedo do Pé de Bebê
Tipo de Sonda	Descartáveis
	Reutilizáveis
Mobilidade	Portáteis
	Não-Portáteis

3.3.2. Dispositivos existentes no Mercado

Relativamente ao estudo de mercado realizado no âmbito deste projeto, será importante denotar que o foco será essencialmente o dos oxímetros de pulso portáteis cujo modo de funcionamento seja o transmissivo.

Atualmente existem bastantes tipos de oxímetros de pulso comercializados, com uma gama vasta de aplicações. Como foi debatido anteriormente, o principal objetivo deste tipo de equipamentos é o de monitorizar o nível de oxigenação do sangue de forma contínua e com um grau de fiabilidade elevado.

No anexo I são apresentados diversos produtos existentes, bem como as suas principais características. Este tipo de estudo é essencial no desenvolvimento do protótipo, pois permite avaliar e comparar aquilo que se pretende desenvolver com as diferentes soluções disponíveis no mercado.

Numa breve análise, percebe-se que o número de dispositivos com capacidade de comunicação via Bluetooth ainda não é uma maioria sendo um incentivo para o desenvolvimento deste tipo de solução. Outro fator importante será o custo unitário, já que é esperado que o nosso produto se coadune com a exigência dos mercados. No que diz respeito à autonomia, este será um aspeto muito importante do nosso projeto, tendo em conta aquilo que será uma das suas aplicações principais – a monitorização contínua em ambientes domésticos. Este aspeto vai requerer muita atenção visto que tanto o esquema elétrico do produto, bem como todas as normas de segurança dependerão da forma de alimentação e bateria do dispositivo. Foram comparados outros aspetos dos diferentes oxímetros de pulso, que apesar de importantes, permitiram concluir que se tratam de valores “base”, não havendo grande diferenciação entre os diferentes fabricantes.

Nos capítulos referentes ao módulo de aquisição e ao desenvolvimento do HW iremos debater-nos sobre soluções integradas existentes no mercado, sendo feita uma apresentação das tecnologias existentes, que servirá igualmente para situar a evolução do projeto, bem como auxiliar as decisões relativas à conceção do protótipo.

3.3.3. Limitações Atuais

Nesta secção são analisados alguns produtos existentes no panorama atual. Esse estudo é importante de forma a podermos enquadrar o nosso dispositivo no mercado. Para além dos diversos fatores anteriormente referidos, também é crucial perceber quais as principais limitações dos produtos existentes.

Na seguinte tabela estão representadas as principais fontes de erro associadas aos oxímetros de pulso.

Tabela 6-Limitações dos Oxímetros de Pulso[40][41][42].

Condições	Problema
Movimento e/ou tremores do paciente	Dispositivo pode não detetar um sinal adequado
Verniz, Unhas artificiais, Hiperpigmentação da Pele	Pode causar leituras falsas, ou nenhuma leitura do sinal
Luz artificial	Pode causar leituras baixas falsas
Hipoperfusão	O dispositivo poderá não realizar uma medição
Pacientes Idosos	Os níveis normais de oxigenação do sangue poderão ser inferiores em relação a pessoas mais jovens
Anemia	SpO ₂ normal apesar da distribuição de O ₂ nos tecidos ser inadequado
Posição do Sensor	Uma colocação errática pode induzir falsos valores baixos do nível de oxigenação sanguíneo
Interferências Elétricas	Pode levar a uma contagem incorreta de pulsos, ou registar um falso decréscimo na saturação do oxigénio
SpO ₂ <80%	Falta de precisão do oxímetro
Determinados Medicamentos	Afetam a afinidade do O ₂ à hemoglobina

3.3.4. Futuras Tendências

O futuro destes tipos de equipamentos passa por melhorar alguns dos problemas existentes hoje em dia, bem como adaptar estes dispositivos a novas tecnologias que vão surgindo.

Uma das principais razões de utilização dos oxímetros de pulso é a capacidade de analisar de forma rápida e precisa a eficiência da distribuição de O₂ nos tecidos e células. É importante que este tipo de equipamento médico seja capaz de garantir uma excelente precisão nos resultados medidos. Para isso é preciso minimizar fontes de incerteza e de erros e a redução de falsos alarmes [28][43].

Outra das tendências destes equipamentos também passa pela adaptação e incorporação de novas tecnologias. Isto é fundamental já que devido à variedade de aplicações dos oxímetros de pulso, é necessário adaptar os dispositivos ao tipo de utilização que irão ter, de forma a garantir o melhor desempenho possível. Relativamente aos equipamentos portáteis de oximetria será importante aumentar a autonomia do dispositivo, incorporar a capacidade de comunicação com outros dispositivos como *Smartphones* ou *Tablets* e incorporar este tipo de dispositivos com o conceito de telemetria de uma unidade de saúde [7][43].

3.4. Segurança Elétrica – Normas de Segurança

No desenvolvimento de dispositivos médicos existem determinados requisitos de segurança que devem ser respeitados. Nos dispositivos que são suportados por uma fonte energética elétrica existem diversos perigos associados, tornando-se fundamental controlar todos os aspetos de segurança deste tipo de equipamentos. O *International Electrotechnical Committee* (IEC) é uma organização que produz uma série de normas para regulação de todas as tecnologias elétricas e eletrónicas, para garantir que todos produtos desenvolvidos sejam seguros, eficientes e amigos do ambiente [44].

3.4.1. IEC 60601-1: Medical Electrical Equipment – General Requirements for Basic Safety and Essential Performance

O propósito desta norma é a regulamentação dos aspetos de segurança e desempenho dos equipamentos médicos, mais especificamente a sua compatibilidade eletromagnética. É necessário garantir, que em condições normais ou em casos de falha única, as condições de segurança se mantenham, não devendo ocorrer riscos inaceitáveis durante o período espectável de utilização.

No diagrama seguinte é apresentado o processo de conformidade com esta norma, o qual demonstra vários procedimentos e configurações para garantir que o equipamento seja seguro [45].

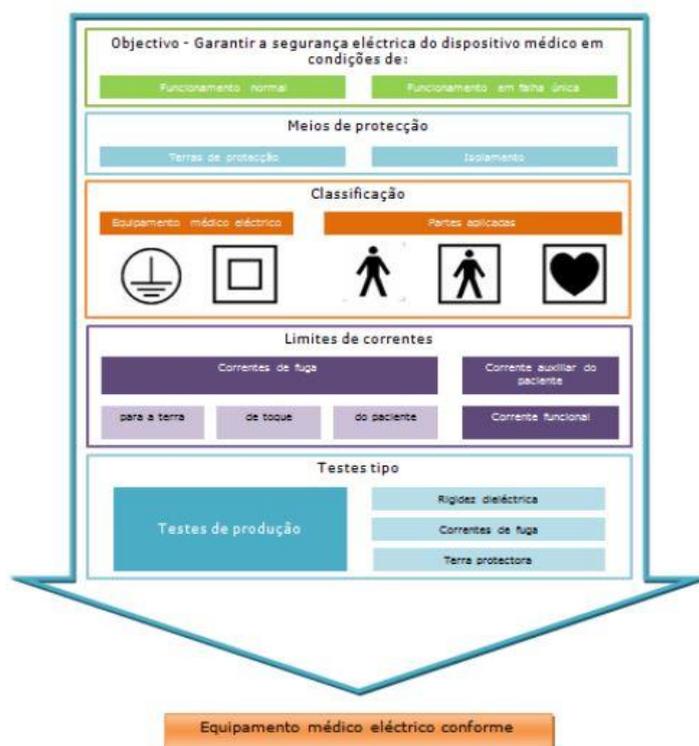


Figura 25-Processo de obtenção da norma IEC 60601-1 [46].

3.4.2. IEC 60068-2: *Environmental testing – Tests*

Esta norma tem como objetivo determinar se o equipamento consegue suportar determinados tipos de ambientes agressivos. Tendo em conta que se pretende desenvolver um dispositivo portátil, é necessário garantir que o equipamento é capaz de suportar condições adversas, quer a nível mecânico (choques, vibrações), quer a nível ambiente (temperaturas extremas, humidade). De forma a garantir que o dispositivo está apto para ser usado em determinadas condições, sem alterar o seu desempenho, o IEC apresenta nesta norma um conjunto de testes para avaliar o grau de desempenho de um dispositivo em determinados ambientes [47].

3.4.3. Classificação do Equipamento

Existem essencialmente duas classes para a classificação de dispositivos médicos, classe I e II.

No caso da classe I a proteção contra choque elétricos inclui isolamento básico e também uma precaução de segurança onde as partes internas de metal apresentam uma ligação à terra de proteção. No caso dos equipamentos de classe II existe isolamento básico, juntamente com uma precaução de segurança com isolamento duplo ou reforçado.

Este tipo de classificação apenas é referente aos dispositivos médicos com alimentação externa, não estando os equipamentos com alimentação interna abrangidos por esta classificação [46].

Ao longo do desenvolvimento deve-se refletir sobre este tipo de classificação, de forma a ponderar qual o tipo de alimentação a incorporar no dispositivo e quais as proteções necessárias para garantir a segurança do nosso equipamento.

Módulo de Aquisição

Capítulo 4. Módulo de Aquisição

A aquisição de dados define-se como o processo pelo qual podemos retratar fenómenos físicos através da transformação de sinais elétricos em sinais digitais. Esse processamento de sinal pode ser realizado de duas formas distintas: analogicamente ou digitalmente [48].

De uma forma geral, um sistema de aquisição de dados tem uma arquitetura genérica constituída por sensores, cablagem, condicionamento de sinal, HW e SW de aquisição e um computador [49].

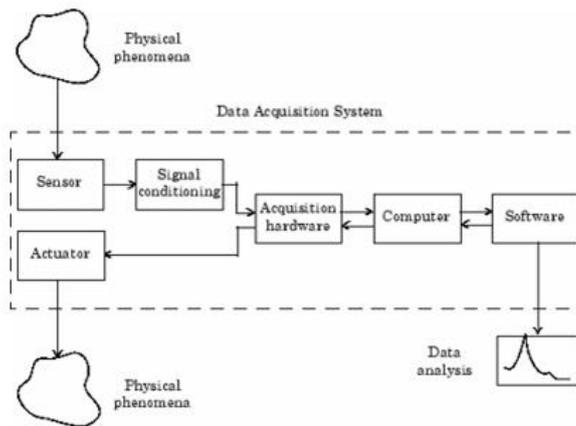


Figura 26-Arquitetura genérica de um sistema DAQ [50].

Por definição, processamento de sinal analógico representa todo o tipo de processamento realizado em sinais analógicos através de meios analógicos. Em termos matemáticos, estes sinais representam valores contínuos, dos quais são exemplos os sinais de tensão e de corrente elétrica. Por outro lado, o processamento de sinal através de meios digitais tem como principais objetivos melhorar ou transformar um sinal e é, em termos matemáticos, descrito por unidades discretas (ex. tempo, frequência). De forma a conseguir transformar um sinal, recorre-se normalmente a DAC e ADC [49].

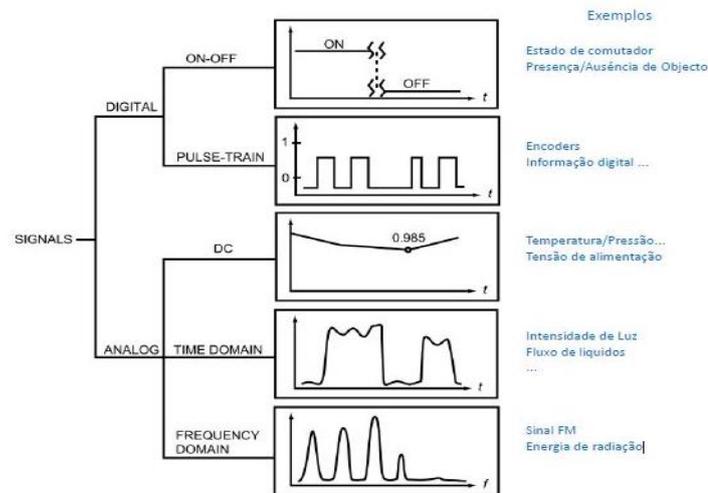


Figura 27-Classificação de Sinais Analógicos e Digitais[51].

4.1. Analog Front End (AFEs)

Estes equipamentos podem ser descritos como um agregado de componentes eletrônicos, cuja função é o condicionamento de sinal analógico. Esta conversão e/ou transmissão de um sinal analógico para o formato digital é conseguida recorrendo a diversos elementos como amplificadores operacionais, filtros e outros circuitos elétricos específicos da aplicação a desenvolver [52].

No presente caso, o desenvolvimento de um oxímetro de pulso, a configuração típica de um AFE é a seguinte:

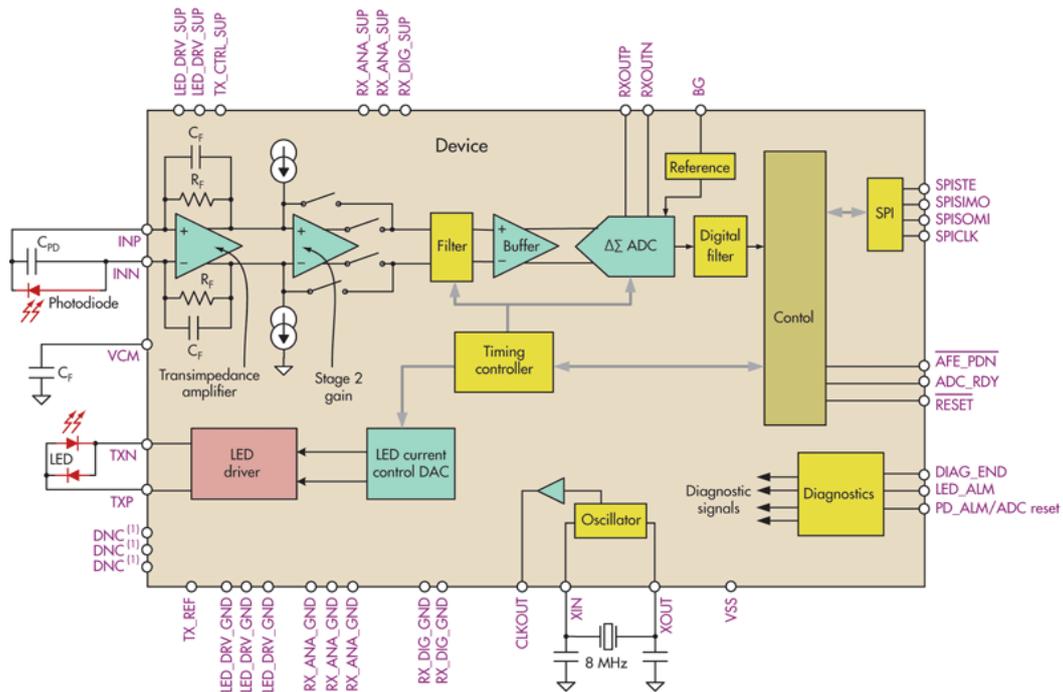


Figura 28–Analog Front End genérico para Oxímetros de Pulso [53].

Nesta fase do projeto existem dois caminhos distintos para o desenvolvimento do dispositivo, em termos de *hardware*. Por um lado, podemos desenhar o circuito relativo à filtragem e processamento de sinal, ou seja, a parte do circuito da figura anterior que contém os elementos de aquisição de sinal até ao ADC. Por outro lado, podemos optar por soluções integradas, onde todo este módulo está integrado num *analog front end*.

Por questões relacionadas com o preço, o tempo de desenvolvimento, a fiabilidade do equipamento e a grande quantidade de soluções existentes, optou-se pela escolha de um AFE disponível no mercado. Em anexo encontram-se as diversas soluções que foram encontradas, sendo a opção escolhida os AFE produzidos pela *Texas Instruments*. Ao longo deste capítulo iremos debater com mais detalhe as razões desta escolha, bem como as suas principais características.

4.2. AFE – Componentes e Conceitos Teóricos

De forma a compreendermos o funcionamento de um *analog front end* típico de um oxímetro de pulso, é fundamental estudar detalhadamente os componentes essenciais que permitam, em conjunto, realizar todo o processamento e condicionamento do sinal.

4.2.1 Transdutor – Fotodíodo

No mundo real, a maior parte dos eventos ou fenômenos que se pretende medir são grandezas analógicas. Para que essas grandezas possam ser processadas por um sistema eletrônico é necessário que um sensor converta o sinal de entrada para uma grandeza elétrica [54].

Os sensores podem variar de acordo com a grandeza a medir, sendo neste projeto necessário utilizar um sensor de luz. Neste tipo de sensores, o sinal elétrico obtido é proporcional à radiação eletromagnética, ou seja, a intensidade luminosa é convertida num sinal de corrente ou tensão [54].

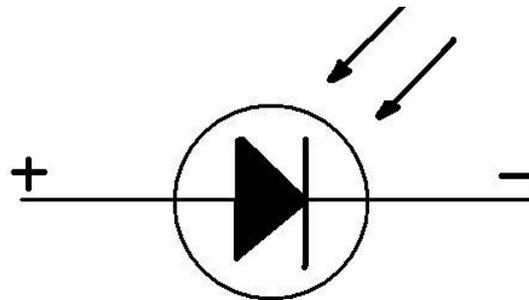


Figura 29-Símbolo de um Fotodíodo [55].

Em geral, os sensores utilizados como detetores de luz em oximetria de pulso são os fotodíodos, cujo princípio de funcionamento é bastante simples. Nestes sensores, quando a junção semicondutora é iluminada, os portadores de carga são libertados podendo ocorrer dois fenômenos [54]:

- **Modo Fotovoltaico:** Uma tensão é produzida nos terminais quando estes são iluminados.
- **Modo Fotocondutivo:** Neste caso, estão polarizados inversamente e apenas passam a conduzir quando estão iluminados.

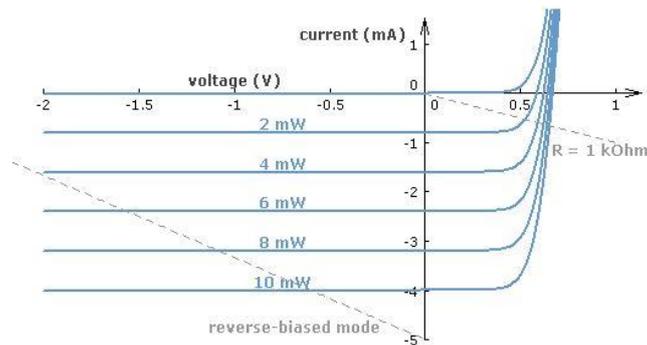


Figura 30-Curvas características de um fotodiodo para diferentes potências óticas. No modo fotovoltaico (linha para 1KOhm de resistência de carga) a resposta é não linear. No modo fotocondutivo, a resposta é extremamente linear [56].

As principais características a ter em conta na escolha destes sensores são a responsividade, *dark current*, velocidade de resposta e a foto corrente máxima permitida [54].

4.2.2 Amplificadores Operacionais

Como o próprio nome indica, este tipo de componentes eletrônicos são utilizados quando queremos amplificar sinais. Tratam-se de componentes cuja escolha deve ser ponderada para aplicação em oxímetros de pulso, pois os sinais provenientes dos fotodiodos têm uma ordem de grandeza baixa. Na tabela seguinte estão representados alguns dos amplificadores sugeridos para aplicações de oximetria [14].

Tabela 7-Comparação de alguns amplificadores recomendados para oxímetros de pulso [57].

Nome Componente	Largura de Banda (MHz)	CMRR (dB)	Tensão de Alimentação (V)	Slew-Rate (V/ μ s)	Preço (\$ 1ku)
TI-OPA835	56	113	2.5-5.5	160	0.85
TI-OPA381	18	95	2.7-5.5	12	0.75
TI-THS4521	145	-	2.5-5.5	490	1.21
TI-LPV511	0.027	80	2.7-12	7.7	0.45

4.2.3 Amplificador Transimpedância

A corrente proveniente dos fotodiodos é lida através de amplificadores de transimpedância (*Transimpedance Amplifier* - TIA). Estes amplificadores são circuitos simples que mantêm a tensão constante, funcionando linearmente como sensores fotocondutivos. [37]

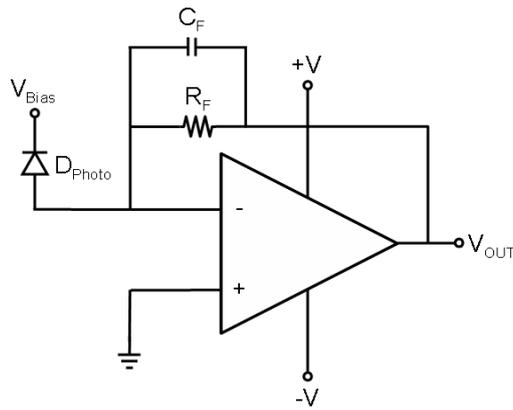


Figura 31-Circuito básico de um amplificador transimpedância [58].

O ganho de um TIA é dado pela razão entre a tensão de saída e a corrente de entrada, neste caso a corrente produzida pelo fotodíodo [59].

$$|Z_T(f)| = \left| \frac{V_{out}}{I_{in}} \right|$$

Existem atualmente diversas configurações comuns para os TIA. No nosso projeto, a configuração utilizada é a dos amplificadores de transimpedância com *feedback*. Este tipo de configuração, como se pode ver na figura anterior, consiste num amplificador operacional com uma configuração de *feedback shunt-shunt*. Assumindo que se trata de um amplificador operacional ideal e que o seu ganho é muito elevado e independente da frequência, podemos rearranjar a equação anterior, ficando com [60][56]:

$$I_{in} = \frac{V_{out}}{Z_f},$$

Z_f - impedância de *feedback*.

Considerando que o amplificador operacional tem um pólo dominante, podemos obter a função de transferência ($A(s)$), e seu ganho de largura de banda (GBW) através das seguintes equações [60][56]:

$$A(s) = \frac{A_0}{1+s\tau_a}$$

$$GBW = A_0\omega_a$$

4.2.4 Ruído

Em eletrônica é comum o aparecimento de sinais aleatórios, que por norma não são pretendidos. Esses sinais têm diversas causas e denominam-se de ruído, que pode ser intrínseco ou causado por interferências externas ao circuito. Estes sinais podem, eventualmente, ser úteis em determinadas situações, como por exemplo quando utilizados como sinais de teste ou quando se trabalha com osciladores. No entanto, no caso de sinais com valores de potência muito baixos, torna-se fulcral reduzir as fontes de ruído indesejadas, para que não se obtenham sinais com magnitudes inferiores ou iguais ao ruído [61][62].

Devido à natureza aleatória do ruído, não é possível saber de forma determinística os valores de amplitude ou frequência destes sinais. Como tal, recorre-

se a outras formas de caracterização como o valor eficaz (*Root Mean Square, RMS*) ou a relação sinal-ruído (*Signal Noise Ratio, SNR*), quando estamos no domínio do tempo. Em termos de frequência, a medida utilizada para classificar o ruído é a sua densidade espectral [62].

Em termos matemáticos, podemos definir os conceitos referidos anteriormente por [62].

- **Domínio do Tempo:**

- Valor RMS:

$$V_n = \left[\frac{1}{T} \int_0^T v_n^2(t) dt \right]^{1/2}$$

$$I_n = \left[\frac{1}{T} \int_0^T i_n^2(t) dt \right]^{1/2}$$

Com $v_n(t)$ - tensão de ruído e $i_n(t)$ - corrente de ruído

- SNR:

$$SNR = 10 * \log \left[\frac{\text{Potência do Sinal}}{\text{Potência do Ruído}} \right] (dB)$$

- **Domínio da Frequência:**

- Densidade Espectral do Ruído:

$$V_n^2 = \int_0^\infty V_n^2(f) df$$

$$I_n^2 = \int_0^\infty I_n^2(f) df$$

Anteriormente, foi referido que o ruído pode ser causado por diversos fatores, pelo que existem diferentes fontes de ruído. Os principais tipos de ruído e os que, no âmbito deste projeto, poderão ter mais influência são:

- **Ruído Térmico:**

Este tipo de ruído está associado ao movimento aleatório dos eletrões quando a temperatura é diferente de 0 K. Esta agitação é o denominado ruído térmico. Como a fonte deste tipo de ruído é o movimento térmico dos eletrões, facilmente se conclui que o ruído é dependente da temperatura absoluta, T. Portanto [61]:

$$V_n^2(f) = 4kTR\Delta f$$

Com R - valor da resistência e k - constante de Boltzmann

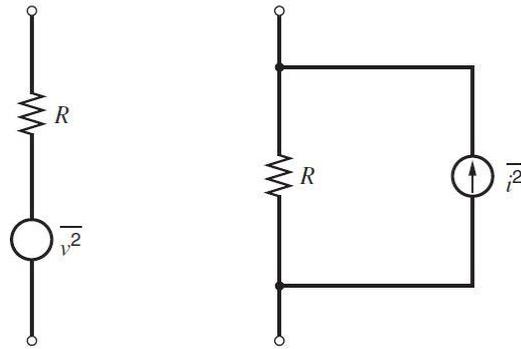


Figura 32-Diferentes representações do ruído térmico[62].

- **Ruído de *Flicker***

Este tipo de ruído está normalmente associado a componentes eletrônicos ativos, mas também pode ocorrer em elementos passivos como resistências. O fenómeno físico que está na base deste tipo de ruído é a presença de impurezas nas superfícies de um material, o que pode levar à flutuação do número de portadores de carga [63].

O ruído de *Flicker* também pode ser designado por ruído 1/f, devido ao valor da sua densidade espectral [63].

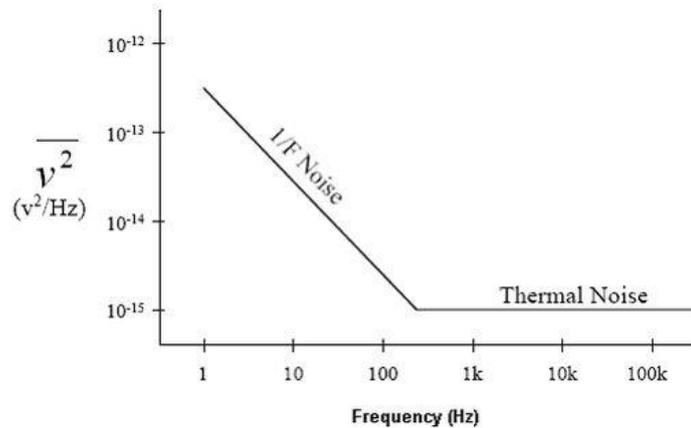


Figura 33-Densidade Espectral do ruído térmico e de *Flicker*[64]

A modelação do ruído de *Flicker* é feita através de [63].

$$\overline{V_n^2} = \frac{K}{C_{ox}WLf^n}$$

Com K - coeficiente do ruído de *Flicker*, C_{ox} - Capacitância do óxido de porta por unidade de área, W - largura do material, L - comprimento do material, f - frequência

- **Ruído de "Shot"**

Em relação ao ruído de "Shot", a passagem de corrente por componentes eletrônicos como transístores, díodos, entre outros, é a origem do seu aparecimento. A razão deste acontecimento é a diferença de potencial aplicada na junção p-n, o que leva à criação de uma depleção do campo elétrico. Uma corrente vai ser estabelecida, resultante da passagem dos portadores, ou seja, resultante de fenômenos aleatórios e independentes. Essa flutuação de corrente é o denominado ruído de "Shot", que é normalmente caracterizado por [62]:

$$I_n^2(f) = 2 \cdot q \cdot I_D \cdot \Delta_f$$

Com Δ_f - Largura de banda, I_D -valor médio da corrente

4.2.5 Filtros

Em processamento de sinal, uma das principais ferramentas utilizadas são os filtros. Os filtros são partes integrantes de um sistema de aquisição de dados, responsáveis pela transmissão num intervalo de frequências, rejeitando todas as outras. Por definição, a banda de frequências afetadas pelo filtro denomina-se de banda de atenuação e a banda de frequências em que os sinais não sofrem atenuação por parte do filtro denomina-se de banda de passagem [56].

4.2.5.1 Filtros Analógicos vs. Digitais

Os filtros podem ser classificados de diversas formas. Nesta secção serão abordadas as principais diferenças entre filtros analógicos e digitais, bem como as suas principais vantagens e desvantagens [65].

Os filtros analógicos, por norma, utilizam componentes eletrônicos como resistências, amplificadores operacionais ou condensadores, para a filtragem de sinais contínuos. Na saída deste tipo de filtros também obtemos um *output* analógico [65].

No caso dos filtros digitais, estes são caracterizados pelo processamento digital dos dados de um sinal. Usualmente é utilizado um computador de forma a processar esses dados, que foram previamente digitalizados com recurso a um ADC [65].

Por outras palavras, a grande diferença entre estes dois tipos baseia-se no fato de um filtro digital necessitar de fazer uma amostragem de um sinal analógico, convertendo-o para um formato binário para possam ser armazenados e manipulados digitalmente [65].

Nas seguintes tabelas estão evidenciadas algumas das vantagens das diferentes categorias de filtros.

Tabela 8-Vantagens dos Filtros Analógicos vs. Digitais [66].

Filtros Analógicos	Filtros Digitais
Fácil implementação	Elevada precisão e desempenho
Não necessita de processador de dados	São programáveis, podendo variar as suas características em função do sinal de entrada
Filtros RC necessitam de poucos componentes	Versáteis, pois podem ser integrados em diversas plataformas de processamento de sinais
Boa performance com sinais de elevada potência ou tensão	Não necessitam de elementos de alta precisão e não variam de acordo com temperatura e humidade
Não adiciona erro ou ruído de quantização	Não se desgastam com o tempo

4.2.5.2 Filtros Analógicos

Os filtros analógicos podem ter dois tipos de classificação, atendendo aos tipos de elementos constituintes ou à sua resposta em frequência [67].

Em relação ao seu comportamento no domínio da frequência, os filtros podem resumir-se às seguintes categorias [67].

- **Filtro Passa-Baixo:** Neste caso as componentes de sinal cuja frequência seja superior à frequência de corte são atenuadas, sendo as restantes mantidas.

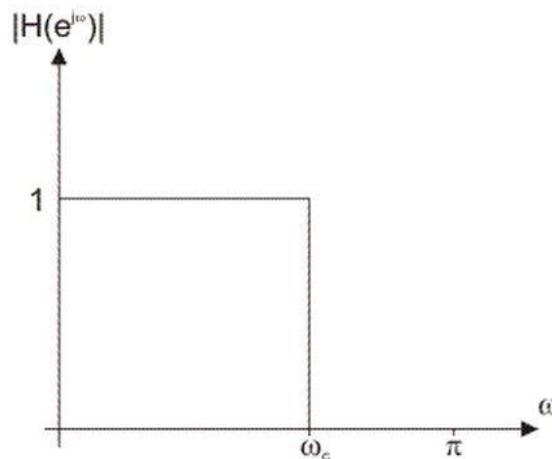


Figura 34-Filtro Passa-Baixo[68].

- **Filtro Passa-Alto:** Este tipo de filtro realiza o oposto do filtro anterior, ou seja, permite que as frequências superiores à frequência de corte fiquem intactas, rejeitando todas as outras.

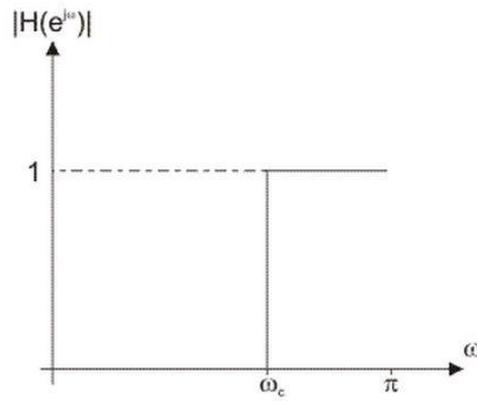


Figura 35-Filtro Passa-Alto[68].

- **Filtro Passa-Banda:** São estabelecidas duas frequências de corte e como o nome indica, todas as frequências compreendidas entre esses dois valores são mantidas intactas, sendo o resto eliminado.

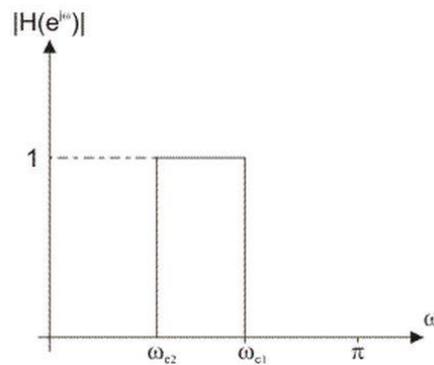


Figura 36-Filtro Passa-Banda[68].

- **Filtro *Notch*:** Rejeitam uma banda estreita de frequências, deixando passar todas as outras componentes do sinal.

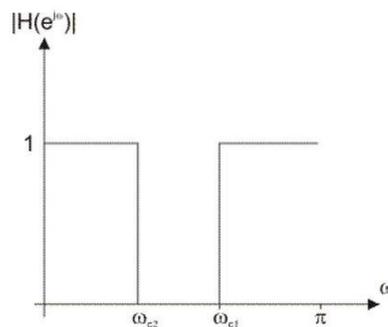


Figura 37-Filtros *Notch*[68].

- **Filtros Passa-Tudo:** Este tipo de filtros permitem a passagem de todas as frequências, mas causam uma variação da fase em função das frequências do sinal.

4.2.5.3 Filtros Ativos vs. Passivos

No que diz respeito aos componentes constituintes dos filtros, podemos dividi-los em duas categorias distintas: ativos e passivos.

No caso dos filtros ativos, estes são projetados com elementos ativos, ou seja, transístores e amplificadores operacionais. Em oposição, temos os filtros passivos que são desenhados com elementos passivos como resistências ou condensadores. As principais vantagens e desvantagens destas classes de filtros estão apresentadas nas seguintes tabelas [65]:

Tabela 9-Vantagens dos Filtros Ativos e Passivos [65][69].

Filtros Ativos	Filtros Passivos
Fáceis de projetar, com ganhos e frequências programáveis	Bastante Fiáveis
Tamanhos reduzidos	Não têm limitação em termos de largura de banda
Não utilizam indutores	Suportam elevadas correntes e tensões
Baixo Custo	Não necessitam de alimentação

Tabela 10-Desvantagens dos Filtros Ativos e Passivos [65][69].

Filtros Ativos	Filtros Passivos
Necessidade de <i>power supply</i>	Não produzem ganho
Requerem um elevado número de componentes	Perda de sinal em alguns casos
Não conseguem lidar com elevadas potências	Elevado Custo
OA têm uma <i>GWB</i> finita, o que limita a largura de banda destes filtros.	Necessidade de isolamento de alguns indutores

4.2.5.4 Filtros Reais vs. Ideais

Nas figuras da secção dos filtros analógicos, denotámos que quando o valor da frequência de corte é atingido, não ocorre uma imediata remoção das componentes filtradas do sinal. Esta transição entre as componentes que se desejam remover e as que se pretendem manter é a diferença entre o que se denomina filtro ideal e filtro real. O comportamento ideal de um filtro seria a não ocorrência da banda de transição. Na seguinte figura está exemplificada essa diferença [67].

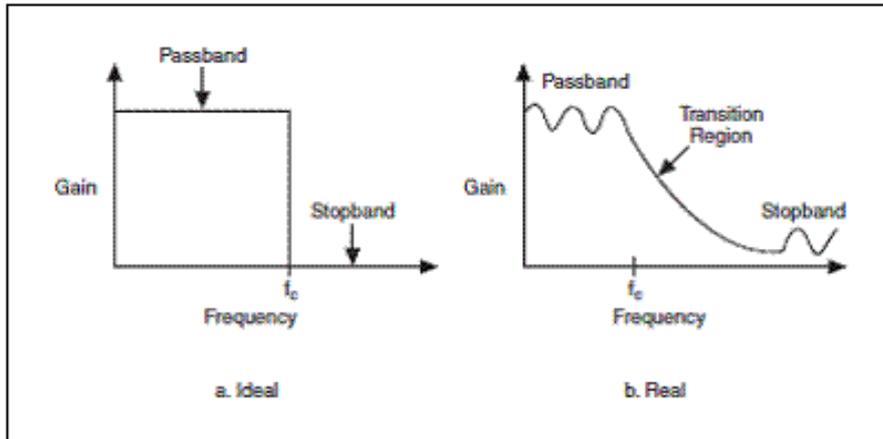


Figura 38-Filtro Ideal (esquerda) vs. Filtro Ideal (direita) [70].

Como podemos ver, na zona de transição ocorre um ganho variável na zona da frequência de corte, não ocorrendo o que seria a imediata transição entre a banda de passagem e a zona de rejeição do sinal [67].

4.2.5.5 Filtros Passa-Baixo

Anteriormente foi mencionado que os AFEs escolhidos para este projeto foram os AFE da *Texas Instruments*, nomeadamente o AFE4490 e o AFE4400. Atendendo aos circuitos destes equipamentos, bem como as características dos sinais envolvidos em oximetria de pulso, os filtros com maior importância para este tipo de aplicações são os filtros passa-baixo[56].

Em eletrónica, os filtros não apresentam um comportamento ideal, portanto de uma forma geral, as características de transmissão de um filtro passa-baixo definem-se através dos limites da banda de transição (ω_p, ω_s), da variação máxima permitida na banda de passagem (A_{max}) e pela atenuação mínima permitida pela banda de atenuação (A_{min}) [56].

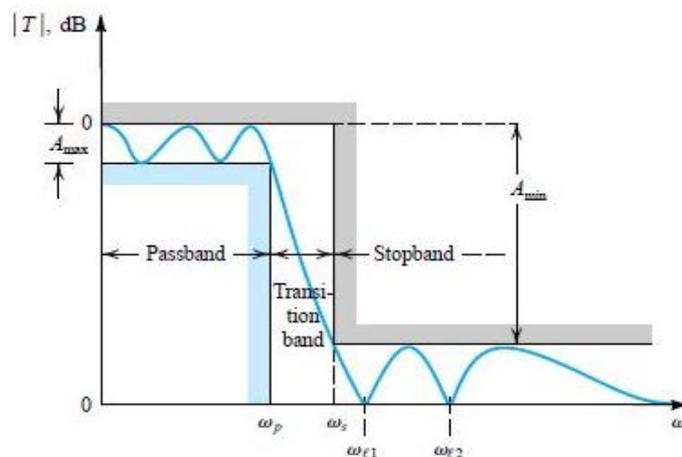


Figura 39-Especificações de um filtro passa-baixo real[56].

De forma a modelarmos um circuito que apresente um comportamento próximo de um filtro ideal, devemos reduzir o A_{\max} o mais possível e aumentar o A_{\min} [56].

Outro fator importante é a relação ω_p/ω_s , que deve ser o mais próxima possível de 1. Para isso ser garantido é necessário elaborar circuitos com graus de ordem superiores, bem como uma complexidade maior ao nível do circuito, tendo como consequência direta um custo mais elevado [56].

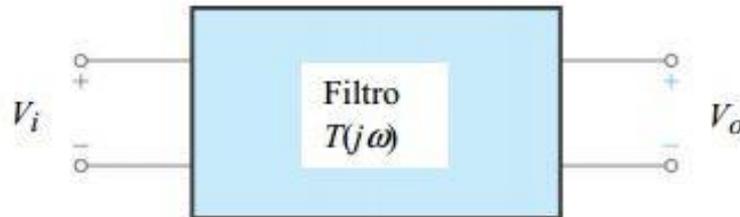


Figura 40-Bloco de um filtro[56].

Para calcularmos a função de transferência deste tipo de filtros, podemos escrevê-la como a razão entre dois polinómios [56]:

$$T(s) = \frac{a_M s^M + a_{M-1} s^{M-1} + \dots + a_0}{s^N + b_{N-1} s^{N-1} + \dots + b_0}$$

Sendo N a ordem do filtro e garantindo sempre que $M \leq N$, para que a função seja estável. No caso de filtros passivos, N é dado pela soma do número de condensadores e bobines. Para o caso dos ativos a ordem do filtro é dada pelo número total de circuitos RC [56].

De uma forma mais simples podemos representar a equação como uma função complexa de [56]:

$$T(j\omega) = \frac{V_o(j\omega)}{V_i(j\omega)}$$

A partir da equação anterior podemos calcular os parâmetros relacionados com a transmissão de um filtro [56].

- Transmissão de um filtro:

$$T(j\omega) = |T(j\omega)|e^{-j\theta(\omega)}$$

- Amplitude de Transmissão:

$$G(\omega) = 20 \log|T(j\omega)| \text{ (dB)}$$

- Função Atenuação:

$$A(\omega) = -20 \log|T(j\omega)| \text{ (dB)}$$

4.2.5.6 Filtros Ativos Passa-Baixo de Primeira Ordem

Estes filtros podem ser implementados de diversas formas. No âmbito deste projeto iremos apenas abordar a configuração de um passa-baixo inversor com ganho de tensão [71].

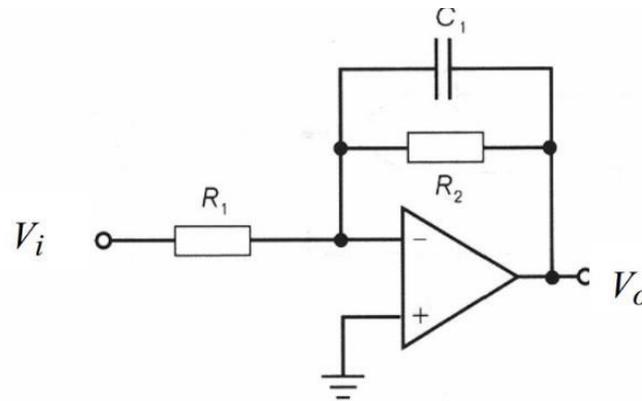


Figura 41-Filtro Passa-Baixo Inversor com ganho de tensão[72].

A sua função de transferência é dada por [71][56]:

$$H(s) = \frac{\omega_c}{s + \omega_c} = \frac{1}{1 + s/\omega_c}$$

Sendo:

$$- \omega_c = 2\pi * f_c$$

$$- f_c = \frac{1}{2\pi R_2 C_1}$$

O ganho deste circuito é obtido pela relação entre a tensão de saída e a tensão de entrada, portanto [71][56]:

$$\frac{V_o}{V_i} = -\frac{R_2}{R_1} \left(\frac{1}{1 + R_2 \cdot C \cdot s} \right)$$

Para as frequências muito abaixo da frequência de corte, podemos assumir que o ganho é dado por [71][56]:

$$A_v \approx -\frac{R_2}{R_1}$$

e na situação inversa, para altas frequências onde $R_2 \cdot C \cdot s \gg 1$, o ganho é [71][56]:

$$A_v \approx -\left(\frac{1}{R_2 \cdot C \cdot s} \right)$$

4.2.6 Conversores Analógico-Digital

Todos os fenômenos ou processos físicos são analógicos. Contudo, atualmente a forma mais eficaz e mais utilizada para processar e estudar esses sinais é digital. O papel dos ADCs é fornecer meios de aproximar a percepção digital da realidade analógica. Isso é alcançado convertendo um sinal analógico através de ferramentas matemáticas e eletrônicas que traduzem a variação de um parâmetro em função do tempo [62].

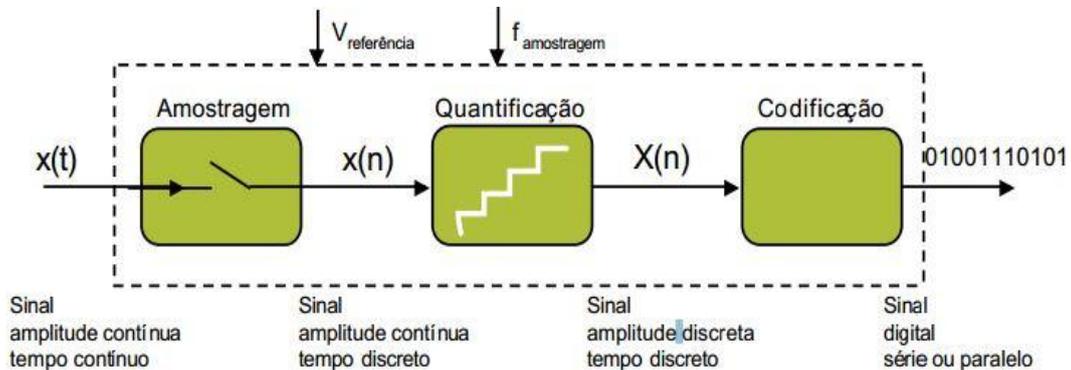


Figura 42-Diagrama de blocos da conversão analógico-digital[73].

No processo de conversão analógico-digital estão envolvidos essencialmente três princípios:

- Amostragem:

Processo no qual são obtidas amostras de um sinal contínuo, sendo sequenciadas em intervalos de tempo discretos. Para que esta representação seja adequada, o processo de amostragem deve satisfazer a condição do teorema de amostragem de *Nyquist*, segundo o qual [74]:

$$f_s \geq 2f_{max}$$

Na equação, f_s representa a frequência de amostragem ($f_s = 1/(\Delta T)$) e f_{max} é a frequência limite a partir da qual a densidade espectral da frequência se torna desprezável [48][56]. Isto quer dizer que um sinal contínuo só pode ser determinado pelas suas amostras se esse conjunto for, no mínimo, o dobro da maior frequência do sinal.

- Quantização:

Com as amostras resultantes do processo de amostragem, podemos quantificar as suas amplitudes num intervalo, para que as amostras possam ser representadas por uma quantidade finita de *bits* [74].

As tensões amostradas são então arredondadas para cada nível de quantização (Q), como podemos ver na figura seguinte.

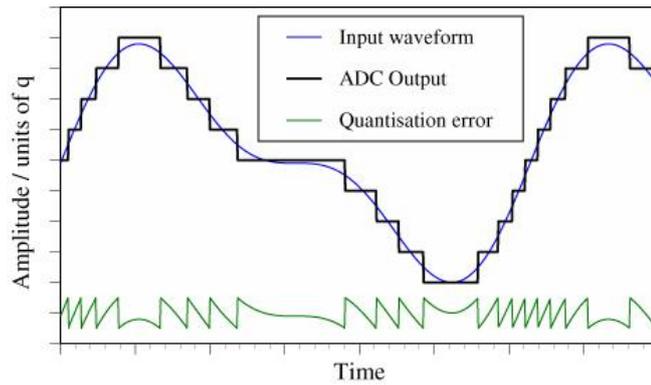


Figura 43-Quantização de um sinal[75].

A largura dos intervalos de quantização, Δy , é

$$\Delta y = \frac{\Delta \text{intervalo}}{Q - 1}$$

Na figura fica patente que este tipo de operação tem um erro associado, pois os dois sinais não são exatamente iguais. Esse erro denomina-se de erro de quantização e o seu valor máximo é dado por [74]:

$$e_q^{max} = \pm \frac{100}{2(Q - 1)} \%$$

Analisando esta fórmula concluímos que quanto maior o número de intervalos Q , menor serão os erros de quantização.

- Codificação:

Por fim, os valores da quantização são convertidos em sinais digitais. Um codificador transforma o sinal quantizado numa sequência de código binário [74].

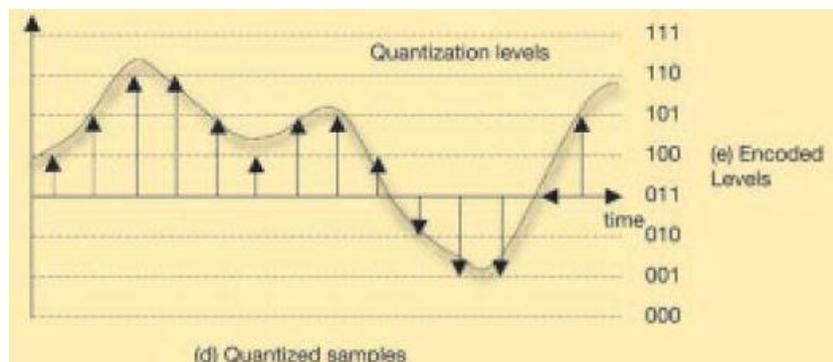


Figura 44-Codificação dos níveis de quantização de um sinal[76].

4.2.7 Conversor Sigma-Delta

As principais características destes componentes são a sua resolução, a taxa de amostragem, o seu ganho e *offset* e a sua linearidade. Todos os parâmetros anteriormente referidos são estáticos, o que por si só não caracterizam com exatidão a capacidade de um ADC. Quando se trabalha com ADCs de alta resolução e velocidade é necessário categorizar o seu desempenho de forma dinâmica. Este tipo de testes como SNR ou distorção harmónica total estão definidos por uma norma padrão estipulada pelo IEEE, a norma IEEE-*Standard for Digitizing Waveform Recorders* [77][78].

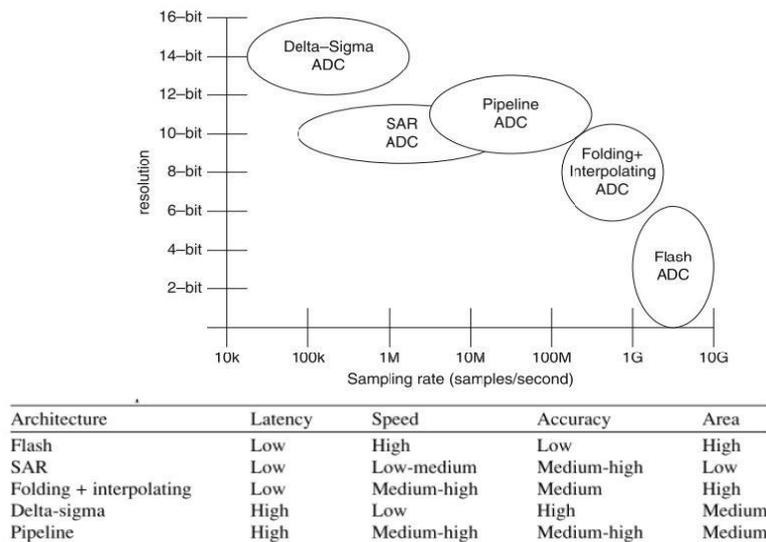


Figura 45-Tipologia de ADCs[51].

Como os sinais que tratamos em oximetria de pulso têm amplitudes reduzidas e bastantes fontes de ruído, é fundamental que o ADC utilizado apresente uma boa precisão. Segundo a imagem anterior, podemos denotar que o tipo de conversor que oferece uma resolução maior é um conversor do tipo Sigma-Delta [74].

Um dos componentes do AFE4400 e AFE4490 é um conversor analógico-digital de 24-bit sigma-delta, portanto o foco nesta secção será compreender os processos e o modo de funcionamento deste tipo de componentes.

Os conversores sigma-delta são constituídos por dois blocos essenciais. Um deles é o modelador analógico, que é responsável pela captura e conversão de um sinal analógico para um conjunto de bits. O segundo módulo é um filtro digital responsável pelo processamento da cadeia de bits, tornando-os aptos a serem utilizados [78].

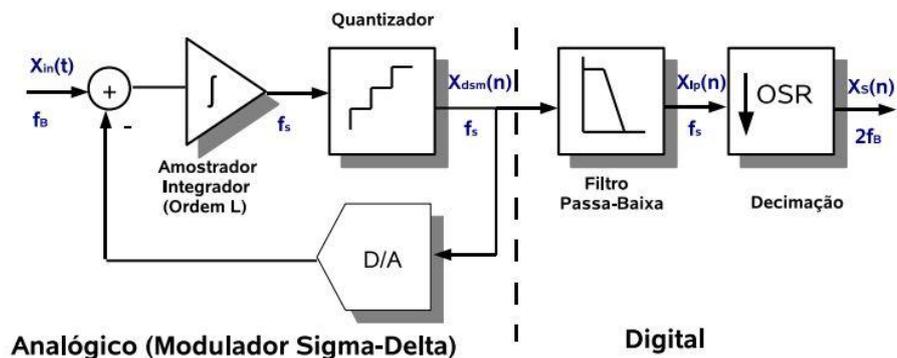


Figura 46-Diagrama de Blocos de um ADC Sigma-Delta[74].

De forma sucinta, o funcionamento deste tipo de conversores pode ser explicado em duas partes [78].

- ✓ No Modelador Sigma-Delta o sinal é amostrado, quantizado e digitalizado, como podemos ver na figura anterior. Na parte analógica do modelador existe uma malha de *feedback* negativo constituída por um DAC.
- ✓ A parte digital do conversor é responsável pelo filtro do ruído do quantizador, por um fator denominado de *Oversampling Ratio*. O seu valor é igual a $f_s/2f_B$, sendo f_s a frequência de amostragem e f_B a banda de frequências do sinal de entrada. Por fim, o último bloco é responsável pela redução da potência, conseguido através da redução das frequências de amostragem até à frequência de *Nyquist*.

4.3 AFE – Estudo de Mercado

Devido às vantagens inerentes às soluções integradas como o seu custo, tamanho ou a energia despendida, a decisão tomada para o desenvolvimento do nosso dispositivo médico foi a de utilizar uma das soluções integradas disponíveis em vários fabricantes de componentes eletrónicos especialmente desenvolvidos para a oximetria de pulso.

Como existe um leque de soluções, é importante fazer um estudo de mercado e perceber qual o melhor AFE a ser incorporado no nosso projeto. Como foi supramencionado, foi escolhido um componente da *Texas Instruments*. Essa escolha foi sustentada pelo fato de se tratar de um fabricante de excelência, o que assegura à partida a fiabilidade do equipamento. Outros fatores tidos em conta foram o apoio prestado pós-venda, a quantidade de bibliografia e documentos de apoio fornecidos. Também o fato de antigos projetos na Exatronic, neste campo dos dispositivos médicos, envolverem equipamentos da TI foi outra razão de peso na escolha deste fabricante. Na seguinte tabela estão apresentados os *integrated front ends* sugeridos pela TI para aplicações de oximetria de pulso.

Tabela 11-Comparação dos AFE da Texas Instruments para Oximetria de Pulso[79].

Componente	AFE4400	AFE4490
Resolução (Bits)	22	22
Gama Dinâmica (dB)	95	110
Corrente do LED Driver (mA,max)	50	50, 75, 100, 150, 200
Power Supply Rx (V)	2 – 3.6	2 – 3.6
Power Supply Tx (V)	3 – 5.25	3 – 5.25
Sample-Rate (KSPS)	1.3	5
# Canais de Entrada	1	1
Temperatura de Operação (°C)	0 – 70	-40 - 85
Tamanho (mm)	6x6	6x6
Preço (\$ 1ku)	2.95	7.95

Estes dois equipamentos são similares, tanto em funcionalidade como em termos de *pinout*, mas apresentam desempenhos diferentes e portanto custos diferentes. Tendo em conta a natureza das medidas envolvidas na oximetria de pulso, atendendo à análise prévia do mercado dos oxímetros de pulso, no futuro a opção a tomar será a de perceber a exigência do cliente, podendo optar por uma melhor performance em detrimento do custo, no caso do AFE4490, ou vice-versa [80][81].

4.4 Soluções Integradas - AFE4490

Para a aquisição e condicionamento de sinais em oximetria de pulso os componentes-chave são os LED, o fotodetector e o AFE.

Uma das principais características dos *front end* integrados da *Texas Instruments* é a incorporação de circuitos de condicionamento do sinal proveniente do fotodetector e o *drive* dos LED. Associado a estes circuitos, estão ainda incorporados os amplificadores de sinal, bem como toda a eletrónica envolvente na conversão e digitalização do sinal analógico medido pela sonda, que inclui os diversos filtros passa-baixo e o ADC Sigma-Delta.

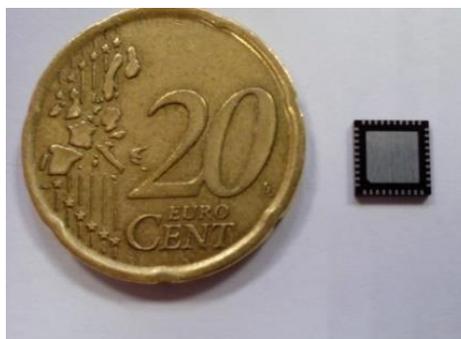


Figura 47-AFE4490.

4.4.1 Especificações

Nas seguintes figuras encontram-se algumas especificações deste componente. É importante perceber os limites de tensão e corrente, bem como as condições recomendáveis de operação, já que iremos integrar este componente numa placa de circuito impresso.

		MIN	MAX	UNIT
AVDD to AVSS	RX_ANA_SUP, RX_DIG_SUP to RX_ANA_GND, RX_DIG_GND	-0.3	4	V
DVDD to DGND	TX_CTRL_SUP, LED_DRV_SUP to LED_DRV_GND	-0.3	6	V
AGND to DGND	RX_ANA_GND, RX_DIG_GND to LED_DRV_GND	-0.3	0.3	V
Analog inputs		RX_ANA_GND - 0.3	RX_ANA_SUP + 0.3	V
Digital inputs		RX_DIG_GND - 0.3	RX_DIG_SUP + 0.3	V
TXP, TXN pins		-0.3	Minimum [6, (LED_DRV_SUP + 0.3)]	V
Input current to any pin except supply pins ⁽²⁾			±7	mA
Input current	Momentary		±50	mA
	Continuous		±7	mA
Operating temperature range		-40	85	°C
Maximum junction temperature, T _J			125	°C

- (1) Stresses beyond those listed under *Absolute Maximum Ratings* may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, and do not imply functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated under *Recommended Operating Conditions*. Exposure to absolute-maximum-rated conditions for extended periods may affect device reliability.
- (2) Input pins are diode-clamped to the power-supply rails. Input signals that can swing beyond the supply rails must be current-limited to 10 mA or less.

Figura 48-Absolute Maximum Ratings[80].

PARAMETER		MIN	MAX	UNIT
SUPPLIES				
RX_ANA_SUP	AFE analog supply	2.0	3.6	V
RX_DIG_SUP	AFE digital supply	2.0	3.6	V
TX_CTRL_SUP	Transmit controller supply	3.0	5.25	V
LED_DRV_SUP	Transmit LED driver supply, H-bridge or common anode configuration	[3.0 or (V _{HR} + V _{LED} + V _{CABLE}) ⁽¹⁾⁽²⁾⁽³⁾ , whichever is greater]	5.25	V
	Difference between LED_DRV_SUP and TX_CTRL_SUP	-0.3	0.3	V
TEMPERATURE				
	Specified temperature range	-40	85	°C

- (1) V_{HR} refers to the required voltage headroom necessary to drive the LEDs. See Table 6 for the appropriate V_{HR} value.
- (2) V_{LED} refers to the maximum voltage drop across the external LED (at maximum LED current) connected between the TXP and TXN pins (in H-bridge mode) and from the TXP and TXN pins to LED_DRV_SUP (in the common anode configuration).
- (3) V_{CABLE} refers to voltage drop across any cable, connector, or any other component in series with the LED.

Figura 49-Condições de Operação Recomendadas[80].

4.4.2 Modo de Funcionamento

De uma forma geral, os principais blocos do AFE4490 são o *Receiver Front End* (Rx), Secção de transmissão (Tx), o bloco de diagnóstico e o bloco SPI.

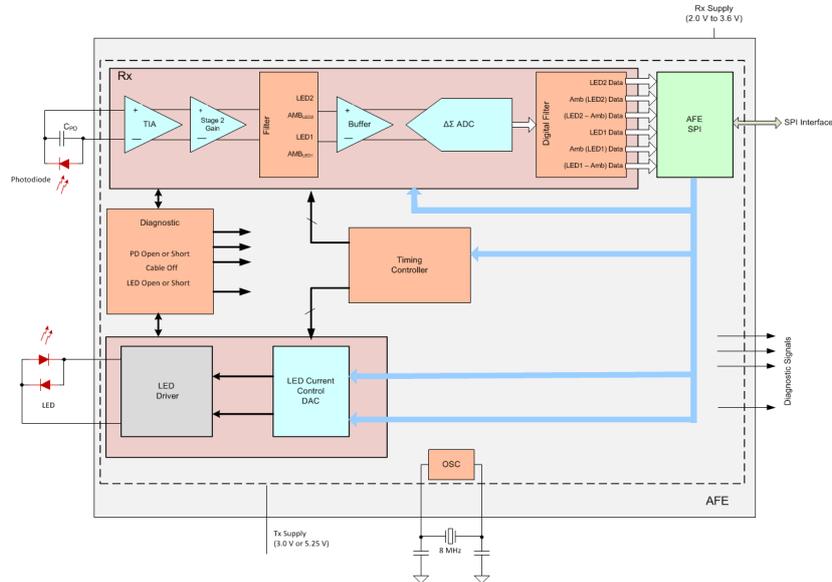


Figura 50-Configuração Simplificada do AFE4490[80].

Secção de Transmissão – Tx:

No capítulo anterior, foi mencionado que em oximetria de pulso se usam dois LEDs, um para o comprimento de onda vermelho e outro para a gama infravermelho. Para obtenção de um valor do nível de oxigénio no sangue, serão necessárias medições intercaladas e, como tal, é importante controlar quando ligar ou desligar cada um dos LED.

Atendendo à figura apresentada acima, este bloco é constituído pelo “LED Driver” e pelo “LED Current Control”. O primeiro tem a função de controlar a ativação dos LEDs, enquanto que o segundo bloco regula e assegura que as correntes dos LEDs seguem a respetiva corrente de referência, de forma a diminuir o efeito produzido pela luz ambiente nos LED. Este último bloco tem uma resolução de 8-bit do DAC de controlo de corrente, de forma a garantir uma gama dinâmica no *front end* superior a 105 dB (para 1-sigma LED current noise) [80].

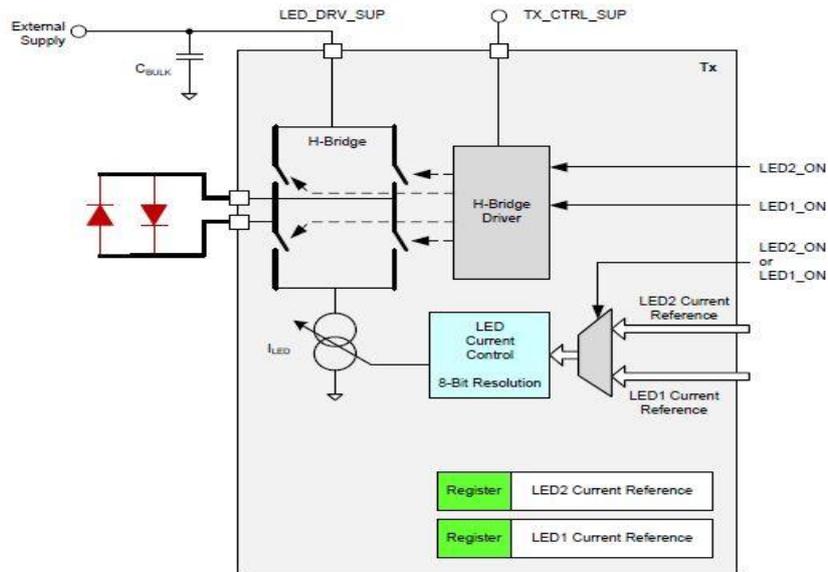


Figura 51-Secção de Transmissão[80].

Secção de Receção – Rx:

Este setor consiste num TIA que converte a corrente proveniente do fotodíodo. Este amplificador contém uma resistência programável na malha de *feedback*, podendo ser adaptada de acordo com a corrente do sinal de entrada.

Os valores de R_f disponíveis são de $1M\Omega$, $500k\Omega$, $250k\Omega$, $100k\Omega$, $50k\Omega$, $25k\Omega$ e $10k\Omega$. Foi já referido que neste tipo de sinais usualmente se usam filtros passa-baixo e, portanto, o AFE4490 contém um condensador (C_f) para que juntamente com R_f possam filtrar o sinal do fotodíodo. Tal como na resistência, o condensador pode ser programado para 5 pF , 10 pF , 25 pF , 100 pF e 250 pF [80].

É de salientar que o filtro RC deverá ter uma largura de banda suficiente, por isso deverá ser programado atendendo a [80]:

$$R_f \cdot C_f \leq \frac{Rx \text{ Sample Time}}{10}$$

A segunda parte deste bloco é responsável pelo tratamento do sinal proveniente do TIA. À saída do TIA o sinal contém uma componente resultante da luz ambiente (ruído) e portanto é necessário remover essa parte do sinal. Para esse fim, é introduzido um bloco constituído por um DAC que fornece uma corrente de cancelamento e por um amplificador que aumenta o sinal desejado.

O sinal é novamente filtrado, usando um filtro passa-baixo (com largura de banda de 500 Hz), passando depois por um *buffer*. Finalmente o sinal chega ao ADC sigma-delta onde, como foi estudado anteriormente, é realizada a conversão analógico-digital do sinal pretendido.

O ADC contém um bloco de subtração que realiza o *output* dos sinais de luz ambiente estimados para cada um dos LED [80].

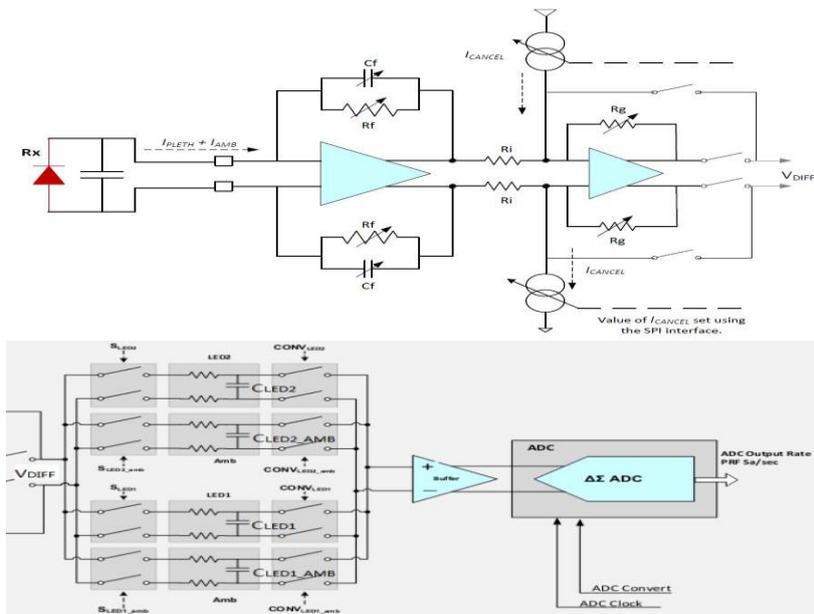


Figura 52-1^o e 2^o Bloco do Sector de Recepção do AFE4490[80].

Este equipamento contém ainda outras funcionalidades, como a deteção da sonda e blocos de comunicação SPI. Em anexo poderá ser encontrado o circuito referente ao bloco que realiza a deteção do fotodíodo, bem como o diagnóstico das condições dos LED.

Hardware

Capítulo 5. Hardware

Após o trabalho teórico realizado ao longo deste projeto, apresentamos neste capítulo a parte prática deste trabalho, o desenvolvimento do *Hardware*.

Neste capítulo serão enumeradas as razões e as decisões tomadas no desenho da *Printed Circuit Board*, bem como todo o desenvolvimento em termos de HW e os respetivos circuitos elétricos.

5.1 Arquitetura do Sistema

No desenvolvimento de qualquer *hardware*, é fundamental compreender os constituintes necessários para o desenvolvimento de um dispositivo, neste caso, o oxímetro de pulso que se pretende conceber.

No seguinte diagrama de blocos são apresentados os principais elementos constituintes de um Oxímetro típico em termos de HW.

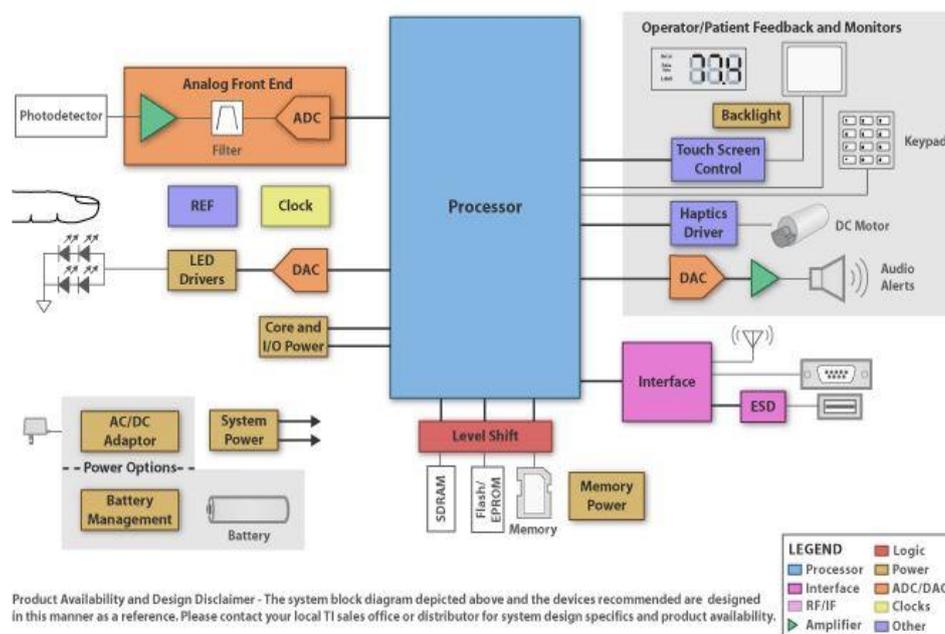


Figura 53-Diagrama de Blocos de um Oxímetro de Pulso típico[82].

Ao analisarmos este diagrama devemos perceber quais os blocos fundamentais para a concretização de um dispositivo, que corresponda aos requisitos propostos no início do desenvolvimento do projeto. Um requisito essencial, e a principal motivação para o desenvolvimento deste dispositivo médico, prende-se com o modo de comunicação via Bluetooth. Por esse motivo os blocos relativos à comunicação com o interface serão revistos e adaptados para que o nosso equipamento seja compatível com a comunicação via *Bluetooth Low Energy*.

Outros fatores determinantes do equipamento a desenvolver envolvem a autonomia e a portabilidade. Por isso, os blocos relativos à energia do equipamento e o conjunto de periféricos que poderão aumentar o consumo de energia por parte do nosso equipamento e, conseqüente a redução do nível de autonomia, sofreram uma análise cuidada e foram alterados para que o produto final corresponda às expectativas iniciais.

Como foi referido anteriormente, no desenvolvimento deste dispositivo biomédico as maiores precauções foram a garantia de um baixo consumo e a autossuficiência do mesmo. Por este motivo, é importante reduzir o número de blocos ativos de forma a garantir uma boa eficiência energética em cada bloco.

De uma forma genérica, a arquitetura do nosso produto terá a seguinte disposição:

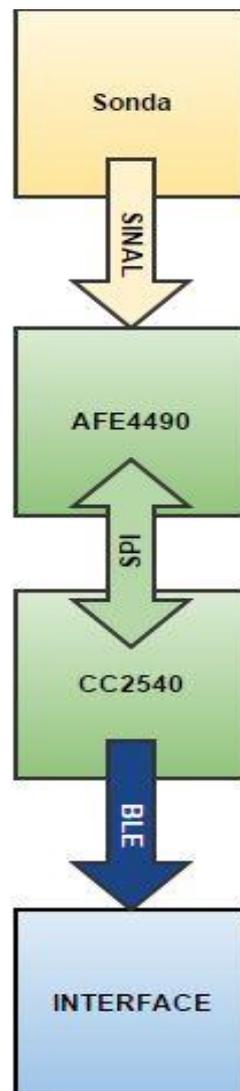


Figura 54-Diagrama com os blocos principais do dispositivo a desenvolver.

5.1.1 Printed Circuit Board (PCB)

Uma *Printed Circuit Board* (PCB) trata-se de uma placa fina e leve, constituída por um material isolante, a qual é usada como suporte mecânico das ligações entre os diversos elementos constituintes de um circuito elétrico. Esta placa é a estrutura onde se integram todo os componentes e respetivas ligações relativas ao dispositivo que está a ser desenvolvido.

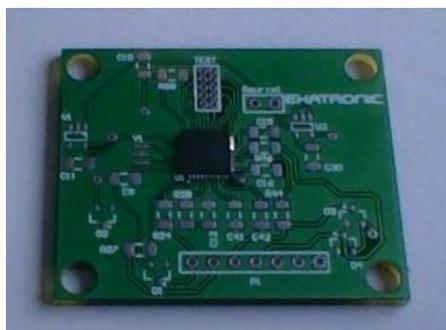


Figura 55-Exemplo de uma *Printed Circuit Board*.

5.1.2 Altium designer®

De forma a representarmos o nosso circuito e as suas respetivas ligações, a ferramenta utilizada foi o *Altium Designer*®. Este *software* permite desenhar esquemáticos dos circuitos que se pretende desenvolver. Além disso, inclui funcionalidades importantes para a validação, verificação do circuito, bem como a capacidade de avaliação e edição dos componentes a utilizar ao longo do projeto. Todos os esquemáticos produzidos com o auxílio desta ferramenta estarão em detalhe no Anexo. Parte desses esquemáticos são abordados neste capítulo.

5.2 Hardware e Circuitos Elétricos

De acordo com o diagrama relativo aos principais blocos deste dispositivo biomédico, podemos dividir o *hardware* deste projeto em 3 grupos principais. Inicialmente apresentaremos o *pinout* relativo à sonda utilizada ao longo da fase de testes. Será ainda enunciada e descrita a PCB desenvolvida na Exatronix onde está incorporado o AFE4490, com capacidade de comunicação quer com a sonda, quer com o microcontrolador CC2540 via SPI.

5.2.1 PCB com AFE4490 integrado

Segunda a figura 54, podemos ver que o PCB desenvolvido neste projeto tem como funções receber o sinal proveniente da sonda, decodificar esse sinal e enviá-lo para o *Keyfob*, para que seja transmitido via Bluetooth para as plataformas finais. Por isso, antes de detalhar o circuito elétrico desta placa de circuito impresso, importa analisar em detalhe a composição do circuito integrado do AFE4490.

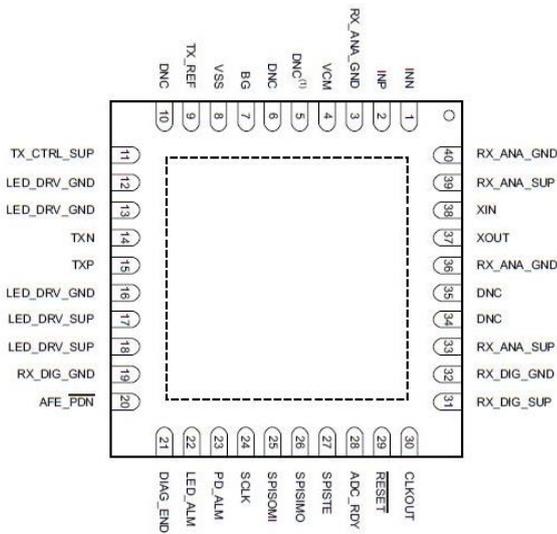


Figura 56-Configuração dos pinos do AFE4490[80].

Em anexo apresenta-se de uma forma detalhada o circuito elétrico do PCB desenvolvido com o AFE4490 integrado, com ajuda da ferramenta *Altium Designer*[®]. De forma a clarificar o funcionamento e as principais características deste *hardware*, é exibido em seguida um diagrama funcional de blocos do integrado AFE4490.

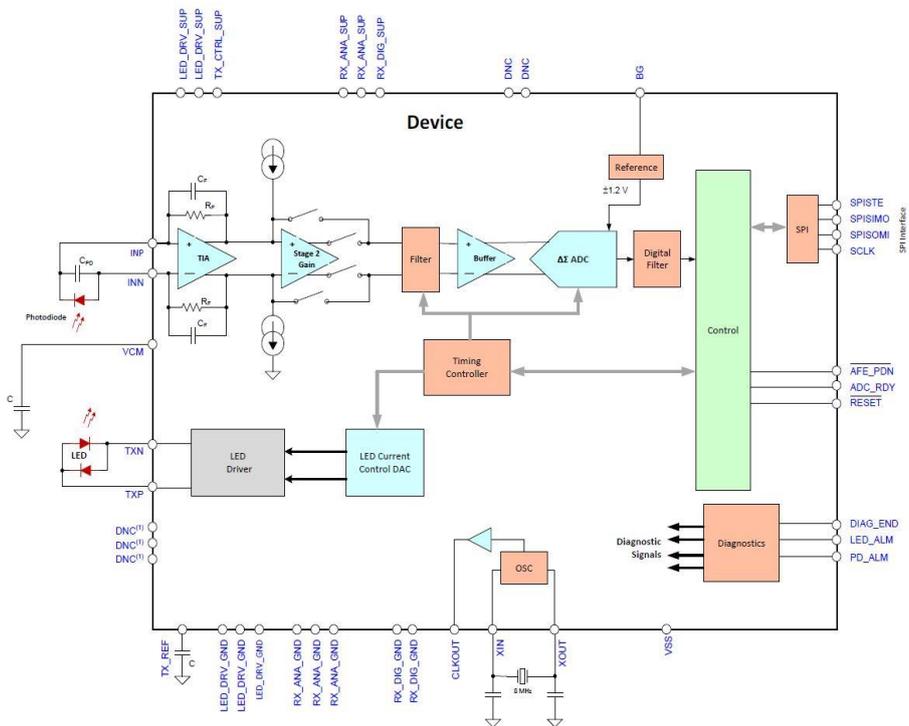


Figura 57-Diagrama de Blocos Funcional do AFE4490[80].

Sonda:

A sonda utilizada ao longo do projeto irá conter os LED vermelho e infravermelho, com comprimentos de onda de 660 nm e 905 nm respetivamente.

Relativamente à ligação da sonda ao nosso dispositivo, esta irá ser conectada no PCB produzido. As principais características dessa ligação são o facto de se tratar de um conector de 7 pinos, sendo o código de cores o seguinte:

Tabela 12-Código de Cores da Sonda.

Nº DE PINO	COR	FUNÇÃO	DESCRIÇÃO
1	Vermelho	PD+	Red light input anode
2	Castanho	PD-	Red light input cathode
3	Amarelo	IR-	Fared light input cathode
4	Branco	IR+	Fared light input anode
5	Preto	GND	Ground
6	Azul	DET	Probe test signal

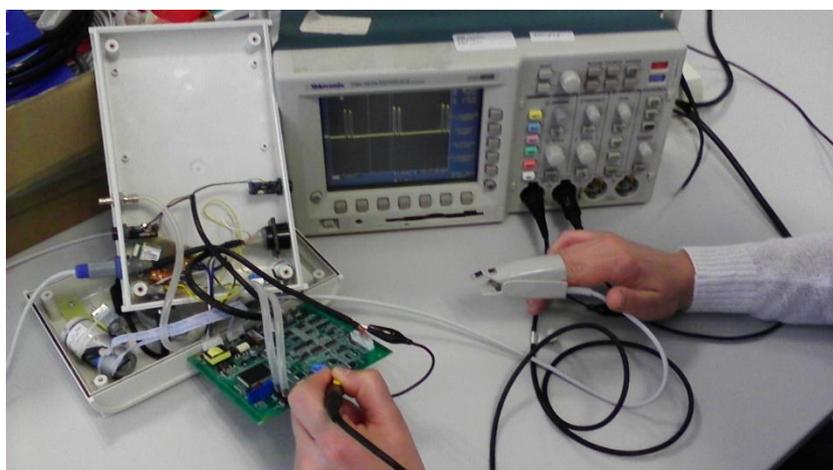


Figura 58-Teste de uma sonda.

LED DRIVER:

Para regularmos a energia dos LED, usa-se uma configuração no nosso circuito elétrico denominada de LED *driver*. Esse controlador dos LED responde às necessidades do circuito, podendo aumentar e diminuir a quantidade de energia fornecida, de forma a modificar a sua potência. Este controlo é fundamental para a nossa aplicação, visto que é necessário executar diversas medições com intensidades de luz diferentes. Além de intensidades de luz diferentes, também será necessário obter resultados com apenas um dos componentes da sonda, ou seja, em determinadas circunstâncias teremos de medir apenas a componente do infravermelho, enquanto noutros casos apenas a componente do vermelho será medida.

O *drive* dos LEDs escolhido para este projeto será a configuração do ânodo comum. As principais vantagens deste tipo de configuração são a minimização da quantidade de ligações necessárias, bem como a possibilidade de utilizar dispositivos de controlo de baixa potência. Como consequência, em termos económicos não será tão dispendioso. Outra vantagem deste tipo de configuração é a facilidade de

regulação de PWM ou da intensidade linear de potência dos LED, isto é, a intensidade de luz irradiada pelos LED.

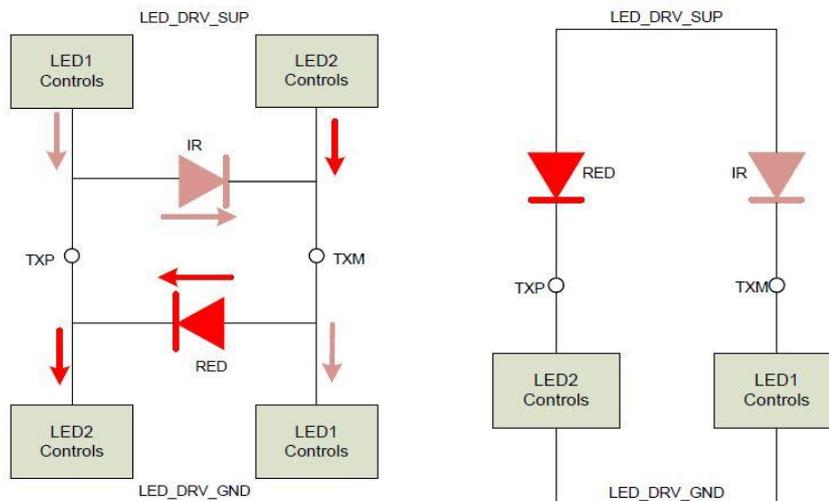


Figura 59-Configuração dos LED drivers. Esquerda: *H-Bridge*, Direita: *Common Anode*[80].

Aquisição do Sinal:

A corrente proveniente do fotodíodo é convertida através de um amplificador de transimpedância, de forma a obtermos uma tensão apropriada. Esta componente do circuito está ilustrada na seguinte figura:

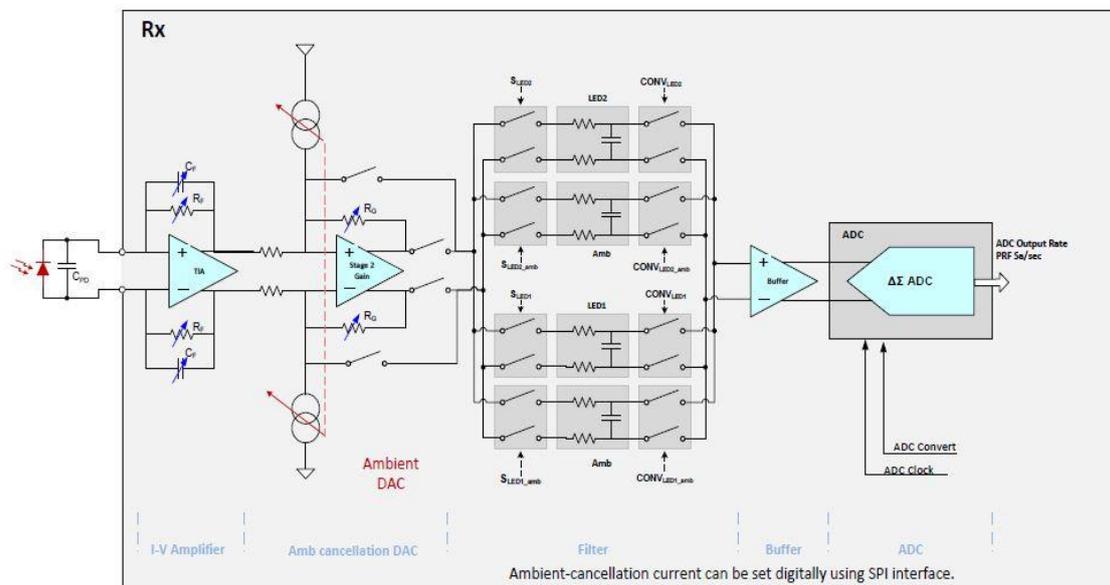


Figura 60-Receiver do *Front End*[80].

Uma das partes mais importantes ao nível da aquisição do sinal é a eliminação da quantidade de luz proveniente do ambiente em que as medições estão a ser executadas. A componente do AFE4490 responsável por essa tarefa está assinalada na figura anterior como *Ambient Cancellation DAC*.

O valor de corrente utilizado para a obtenção do real valor medido, sem a componente da luz ambiente, é definido via SPI sendo esse valor denominado de *Icancel*. A fórmula pela qual se calcula a tensão no final destes dois blocos (*I-V Amplifier e Amb. Cancellation DAC*) é [80]:

$$V_{diff} = 2 * \left(I_{pleth} * \frac{R_f}{R_i} + I_{amb} * \frac{R_f}{R_i} - I_{cancel} \right) * R_g$$

onde,

- $R_i=100k$
- I_{pleth} =Componente pletoisométrica da corrente do fotodíodo
- I_{amb} = Componente da luz ambiente da corrente do fotodíodo
- I_{cancel} = Valor da corrente de cancelamento DAC
- R_f e R_g são resistências que podem ser modificadas de forma a obter valores de ganho diferentes

5.2.2 Keyfob do CC2540 Mini Development Kit

Para a transmissão de dados via Bluetooth optou-se pela utilização de um microcontrolador *Texas Instruments*, o CC2540. Este vem integrado no *keyfob* do *CC2540 Mini Development Kit*. A escolha desta placa de desenvolvimento baseou-se essencialmente nos seguintes fatores:

- Capacidade de comunicação via BLE com as plataformas onde irá ser incorporado o nosso interface final;
- Fácil portabilidade e mobilidade do equipamento devido às dimensões reduzidas do *kit* de desenvolvimento;
- Inclusão de um conjunto de pinos de teste, os quais foram programados para garantir uma ligação ao PCB com o AFE4490 incorporado;
- Baixo consumo energético;
- Bibliotecas de programação e bibliografia atualizada fornecidas pela empresa TI.



Figura 61-Kit Mini de desenvolvimento CC2540[83].

De forma a estabelecer ligação entre as 2 placas, o protocolo usado foi o *Serial Peripheral Interface (SPI)*. Para que não haja erros de comunicação os pinos relativos ao SCK, MOSI, MISO devem estar corretamente ligados nas duas placas. Como foi referido anteriormente, para esta tarefa foram utilizados os pinos de teste do *keyfob*. Essa escolha não foi arbitrária, mas sim fundamenta pelo mapeamento dos pinos periféricos do CC2540 fornecida pela TI (Alt.2 do USART 0).

Periphery/ Function	P0								P1							
	7	6	5	4	3	2	1	0	7	6	5	4	3	2	1	0
ADC	A7	A6	A5	A4	A3	A2	A1	A0								
Operational amplifier						O	-	+								
Analog comparator			+	-												
USART 0 SPI			C	SS	MO	MI										
Alt. 2											MO	MI	C	SS		
USART 0 UART			RT	CT	TX	RX										
Alt. 2											TX	RX	RT	CT		

Figura 62-Tabela com o mapeamento de Pinos Periféricos do CC2540[84].

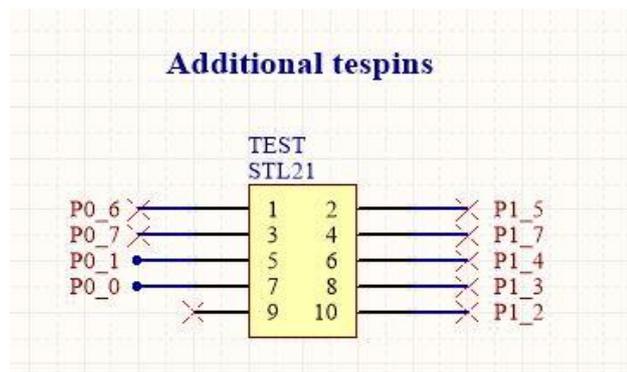


Figura 63-Pinos de Teste do *Keyfob* CC2541, desenhado no *Altium Designer*®.

A plataforma de ligação SPI é um *flat cable*, que estabelece a ligação entre os pinos P1.2 (SS), P1.3 (SCK), P1.4 (MISO), P1.5 (MOSI) e os respetivos pinos da placa AFE4490, *Pin* 27 (SS), *Pin*24 (SCK), *Pin*25 (MISO) e *Pin*26 (MOSI).

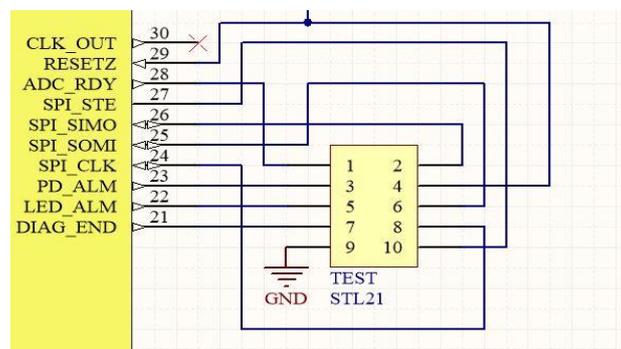


Figura 64-Pinos relativos à comunicação SPI do AFE4490, desenhado com recurso ao *Altium Designer*®.

5.2.3 Arduino *Shield* com AFE4400 integrado e Arduino Mega2560

Durante o desenvolvimento do *hardware*, foram encontradas algumas dificuldades associadas à produção do PCB integrado com o AFE4490. Uma dessas dificuldades consistiu na execução de uma boa soldadura do *front end*. Como tal, optou-se por utilizar uma placa compatível com o Arduino, para que o projeto pudesse cumprir os prazos estipulados no planeamento inicial. Importa então estudar a solução utilizada, bem como as principais modificações que tiveram de ser aplicadas.

Anteriormente, foi mencionado que tanto o AFE4400, como o AFE4490, tinham o mesmo *pinout*, bem como especificações de funcionamento semelhantes. Portanto, em termos de circuito, não teve de ser aplicada nenhuma mudança significativa. Em anexo encontra-se o circuito da placa que foi usada para efeitos de validação de conceito e prototipagem.

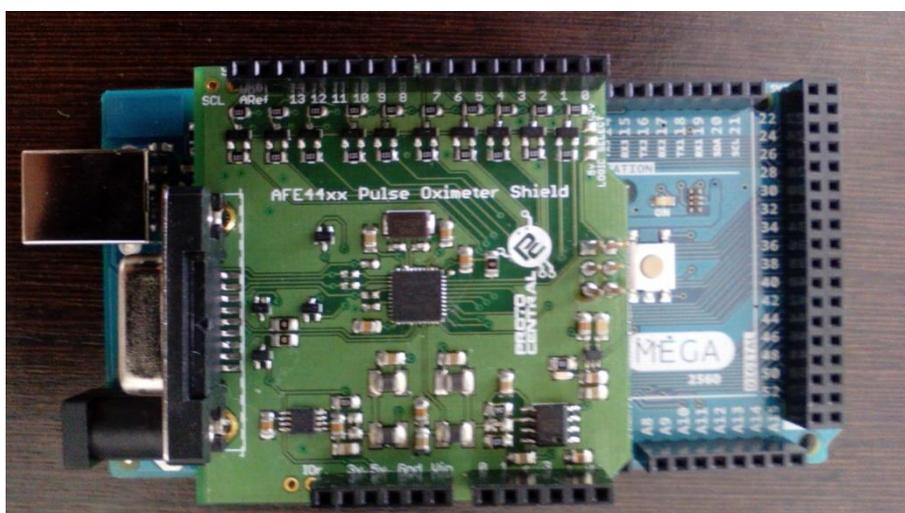


Figura 65-Foto do Arduino *Shield* com AFE4400.

Além do Arduino *Shield*, na imagem anterior podemos ver que o Arduino utilizado foi um Arduino Mega2560. Essa placa foi utilizada como plataforma de comunicação entre o AFE e o CC2540. Ao contrário do que acontecia no PCB desenvolvido inicialmente, a transmissão de dados entre o Arduino e o CC2540 não foi efetuada através de SPI, mas sim utilizando o protocolo de comunicação UART.

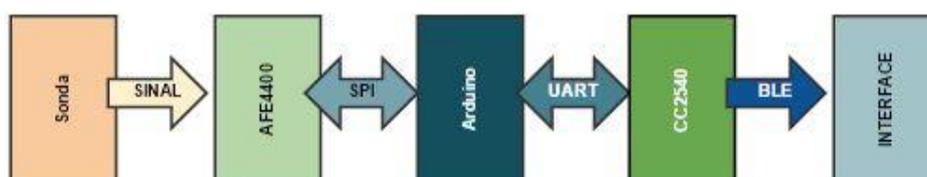


Figura 66-Diagrama de blocos atualizado para o Arduino *Shield* com AFE4400.

Apesar do protocolo de comunicação ser diferente, os pinos utilizados para a ligação UART entre o Arduino e o CC2540 foram os mesmos do SPI. Isso foi possível pois os pinos da ligação SPI (alternativa 2) podem ser configurados também como pinos de UART, como está apresentado na imagem 36. Os pinos P1.4 (Rx), P1.5 (Tx), foram ligados ao digital *pin*14 (Tx3) e digital *pin*15 (Rx3) da placa Arduino Mega2560.

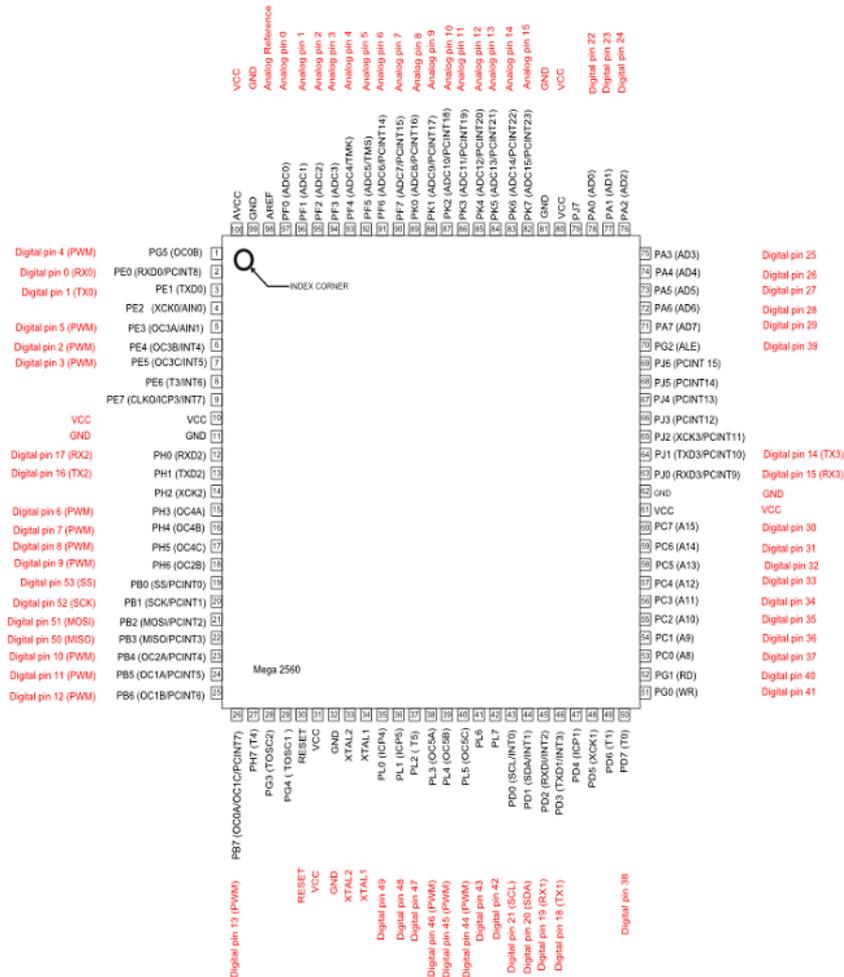


Figura 67-Pinout do Arduino Mega2560[85].

Por fim, estão detalhadas na tabela seguinte as principais características da placa utilizada [85].

Tabela 13-Principais características da placa Arduino Mega2560.

Microcontrolador	ATmega2560
Tensão de Operação	5V
Memória Flash	256 KB
Velocidade de Clock	16 MHz
EEPROM	4 KB
SRAM	8 KB
Pinos I/O Digitais	54
Pinos de Entrada Analógicos	16

5.2.4 Alimentação de Energia

Na fase de testes deste projeto, optou-se por uma alimentação externa das duas placas utilizadas. O *power supply* das placas foi conseguido através de uma fonte externa. Os detalhes relativos ao esquemático da alimentação de energia do circuito encontram-se em anexo.

Relativamente à placa de desenvolvimento com o AFE4490 integrado, esta deve ser alimentada com tensões entre 3 e 5,25 V ao nível do *transmitter* (ver TX_CTRL_SUP e LED_DRV_SUPP nas figuras 4 e 5). Relativamente ao bloco *receiver* do *front end* (ver RX_ANA_SUP e RX_DIG_SUPP nas figuras 4 e 5) as tensões de alimentação variam entre os 2 e 3,6 V.

No que diz respeito ao CC2540, os valores referidos pelo fabricante estão na gama entre os 2 e os 3,6 V.

Protocolos de Comunicação

Capítulo 6. Protocolos de Comunicação

Com a evolução dos equipamentos eletrónicos, cada vez mais surgem microcontroladores e outros componentes equipados com uma vasta gama de circuitos integrados, que lhes conferem diversas funcionalidades. De forma a garantirmos uma ligação entre todos esses componentes é importante compreender e estudar quais os melhores protocolos de comunicação existentes.

Atendendo ao custo, bem como ao tamanho do PCB a desenvolver, apenas iremos considerar os protocolos de comunicação por série, em específico o protocolo síncrono SPI.

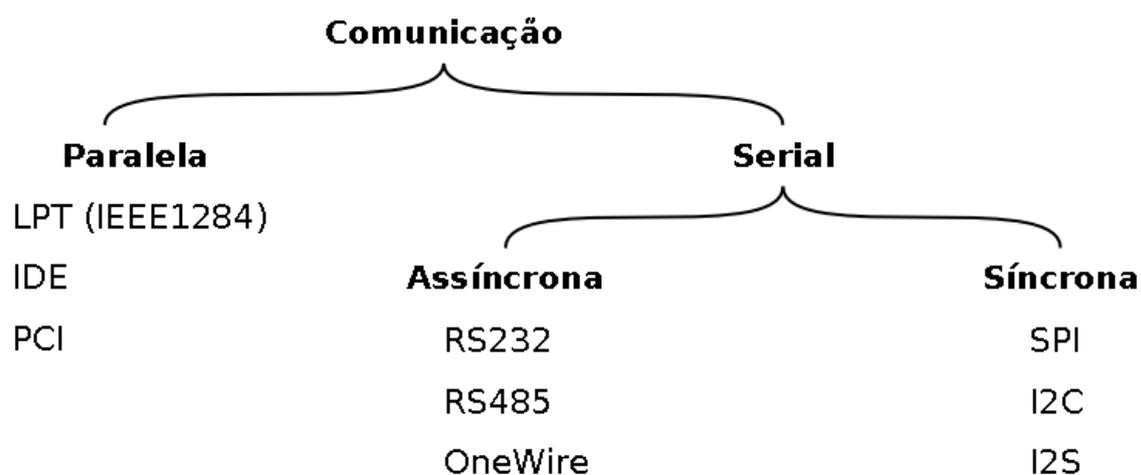


Figura 68-Tipos de Protocolos de Comunicação[86].

6.1 Comunicação Síncrona vs. Assíncrona

Dentro dos protocolos de comunicação série temos dois grupos distintos[87]:

- **Comunicação Síncrona:**

Este tipo de transmissão é estabelecida quando o recetor é controlado por um mecanismo de sincronização por parte do dispositivo emissor. Esse mecanismo é um *Clock* que estipula o fluxo de transmissão de *bits* e controla a segmentação dos mesmos, para que os dados recebidos e transmitidos tenham o mesmo tamanho e formato.

- **Comunicação Assíncrona:**

Nesta categoria de comunicação são inseridos *bits* especiais no início e no fim da sequência de dados a transmitir. Esses *bits* são interpretados pelo recetor, estando este responsável pela organização dos mesmos, já que não existe qualquer ordem na sequência de *bits* enviados pelo emissor.

6.2 SPI - *Serial Peripheral Interface*

O SPI é um protocolo de comunicação síncrono *Master-Slave*, que permite a transferência de dados (2 a 16 *bits*), normalmente entre um dispositivo e os periféricos externos [88].

Para que o processo de transferência de dados seja realizado de forma síncrona, é gerado um sinal de relógio. Esse sinal é produzido pelo *Master* e controla quando é que os dados deverão ser transmitidos e quando estão válidos para leitura. Como se trata de um protocolo síncrono, variações do sinal de relógio apenas irão alterar a velocidade de transmissão, ou seja, a informação não é corrompida [88].

Apesar de usualmente ser utilizado apenas para comunicação entre um microcontrolador e periféricos, pode igualmente ser utilizado como plataforma de ligação entre dois microcontroladores. Um dos aspetos a reter é que o seu uso se deve limitar a ligações entre ICs em placas de circuito impresso, pois como se tratam de transferências com altas velocidades, o *bus* não deverá ser longo, e como tal, tudo o que seja fora destes "limites" torna este tipo de ligação inútil [88].

6.2.1 Vantagens e Desvantagens

Antes de especificarmos com mais detalhe as características deste protocolo, bem como o seu modo de funcionamento, são apresentadas na seguinte tabela as principais vantagens e desvantagens do SPI [89][88].

Tabela 14-Vantagens e Desvantagens do SPI.

Vantagens	Desvantagens
<ul style="list-style-type: none">• Comunicação <i>Full Duplex</i>	<ul style="list-style-type: none">• Limitado a um dispositivo <i>Master</i>
<ul style="list-style-type: none">• Flexibilidade em termos de Bits transferidos	<ul style="list-style-type: none">• Não existe controlo em termos de fluxo de <i>hardware</i>
<ul style="list-style-type: none">• Baixo requisitos de energia em relação a outros protocolos devido à simplicidade dos circuitos	<ul style="list-style-type: none">• O dispositivo <i>Slave</i> não é reconhecido, ou seja, <i>Master</i> poderá emitir dados para o "vazio" e não saberíamos
<ul style="list-style-type: none">• <i>Slaves</i> usam o relógio do <i>Master</i>, não necessitando de osciladores de precisão	<ul style="list-style-type: none">• Propensão para ocorrência de picos de ruído
<ul style="list-style-type: none">• Sinais unidirecionais o que permite um isolamento galvânico mais fácil	<ul style="list-style-type: none">• Limitado a curtas distâncias em comparação com outros protocolos
<ul style="list-style-type: none">• <i>Slave</i> não necessitam de um endereço específico	<ul style="list-style-type: none">• Não tem definido nenhum protocolo de verificação de erros

Para uma melhor compreensão sobre os protocolos de comunicação síncrona será apresentada de seguida uma tabela de comparação entres os diversos métodos utilizados [87].

Tabela 15- Comparação entre alguns protocolos de comunicação.

Protocolo	UART	SPI	I2C
Barramento de comunicação	2	3 + Nº <i>Slaves</i>	2
Taxa Máxima (Mbps)	0.1152	2	0.4
Fluxo de Dados	<i>Half/Full Duplex</i>	<i>Full Duplex</i>	<i>Half Duplex</i>

6.2.2 Ligações do SPI

Nas tabelas anteriores foi mencionado que o fluxo de dados no SPI é *Full Duplex*, isto quer dizer que cada vez que ocorre uma troca de bits entre o *Master* e o *Slave*, um *bit* é enviado do *Slave* para o *Master* [89].

Para este protocolo ocorrer em ambas as direções, o protocolo SPI utiliza as seguintes pinos:

- MOSI: *Master Out Slave Input*
- MISO: *Master Input Slave Output*
- CLK: *Serial Clock*
- SS: *Slave Select*

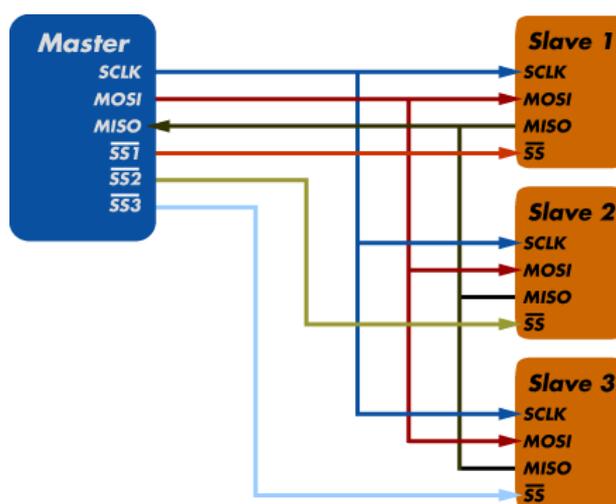


Figura 69- Diagrama SPI[90].

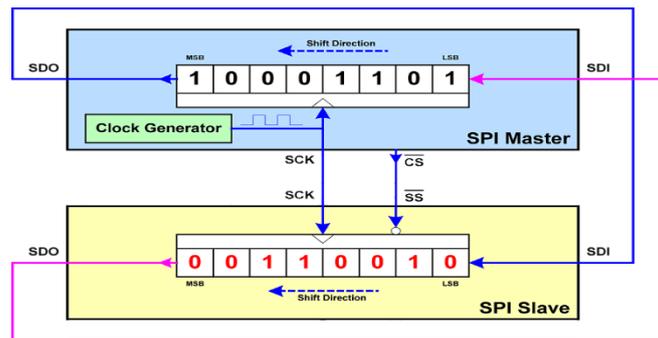
6.2.3 Modo de Funcionamento

Neste modelo de transmissão de dados, como foi mencionado, o *Master* é quem controla o fluxo das operações, já que é responsável pela definição do relógio, bem como o controlo de outros parâmetros como a polaridade e a fase do relógio. Estes parâmetros são importantes para perceber se a transmissão dos dados é realizada durante o *rising* ou *falling edge* do relógio [89].

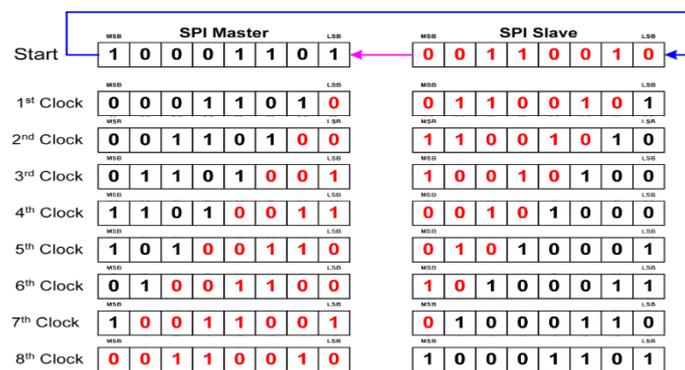
De uma forma geral, a comunicação inicia-se quando o *Master* configura o relógio, normalmente usando uma frequência que deverá ser igual ou inferior à

frequência máxima suportada pelo dispositivo *Slave*. Esse dispositivo *Slave* é selecionado colocando o *pin* SS em "Low state". É de salientar que apenas poderá ser selecionado um dispositivo *Slave* de cada vez [89].

Em cada ciclo de relógio ocorre então a transmissão de dados *Full Duplex*, o que significa que é enviado um *bit* através do MOSI. Esse registo é lido pelo *Slave*, o qual envia através do MISO um *bit* para o *Master*. Essa transmissão de dados é organizada pelo *Shift-Register* que converte os dados para sinais em série de acordo com o relógio. Na seguinte figura está exemplificada essa interação *Master-Slave* [89].



SPI Master to Slave interaction



SPI Master and Slave data transfer

Figura 70-Interação *Master-Slave* e respetiva transmissão de dados[101].

6.2.4 Tipos de Configuração de SPI

Em relação a este método de comunicação existem essencialmente dois tipos de configurações [88]:

- **Slaves em cascata:**

Todos as linhas do CLK estão ligadas em conjunto, tal como os pinos SS. Em relação aos dados, estes são transmitidos pelo *Master* para o primeiro periférico, sendo então enviados para o dispositivo *Slave* seguinte até voltar ao *Master*. Este tipo de disposição em cadeia só pode ser usada em dispositivos que não utilizem operações múltiplas de *bits*.

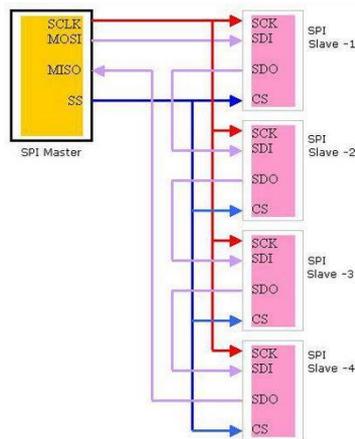


Figura 71-Configuração SPI em cascata[91].

- **Slaves independentes:**

Nesta configuração SPI, um *Master* está ligado a um conjunto de periféricos onde os pinos MISO, MOSI e CLK estão ligados em conjunto. Por sua vez, o *pin* SS da cada *Slave* está ligado a um *pin* diferente no *Master*.

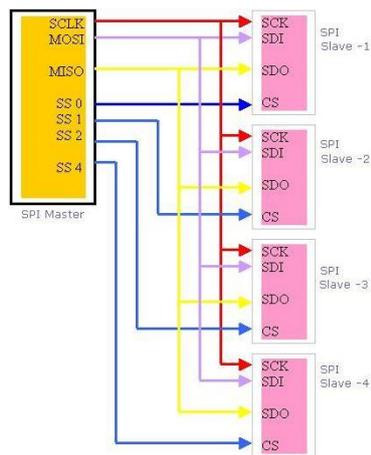


Figura 72-Configuração SPI com Slaves independentes[91].

6.3 Bluetooth

Dentro dos protocolos de comunicação sem fios podemos encontrar o Bluetooth. Trata-se de uma tecnologia que permite a comunicação entre diversos dispositivos a curtas distâncias através de frequências de rádio, entre os 2.4 até 2.485GHz [92].

Os dispositivos Bluetooth podem ser agrupados de acordo com o alcance das ondas de rádio, sendo as 3 classes:

- Classe 1: Alcance máximo 100 metros
- Classe 2: Alcance máximo 10 metros
- Classe 3: Alcance máximo 1 metro

Este protocolo de comunicação apresenta inúmeras vantagens, sendo atualmente utilizada por mais de 20 000 companhias das mais diversas áreas. As principais vantagens deste tipo de tecnologia são o seu baixo custo, baixo consumo energético, o fato de estar publicamente disponível ou ainda a segurança existente na transmissão de dados entre dois dispositivos [92].

6.3.1 Bluetooth SIG

A Bluetooth SIG é uma empresa fundada em 1998 com fins não lucrativos. Esta empresa é responsável pelo licenciamento de produtos e tecnologias Bluetooth. Para que um fabricante possa desenvolver um produto com tecnologia Bluetooth, ele terá de ser membro deste grupo, de forma a poder ter acesso a diversas especificações, protocolos e perfis desta tecnologia [93].



Figura 73-Logótipo Bluetooth SIG [93].

6.4 BLE – *Bluetooth Low Energy*

Esta especificação da tecnologia Bluetooth, como o próprio nome indica, representa um protocolo de ligação com baixo consumo de energia. Em comparação com o Bluetooth clássico, o BLE tem um pico de consumo de corrente bastante inferior, como tal, poderá ser alimentado por "coin cell batteries" com uma durabilidade bastante superior às baterias usadas nas aplicações com Bluetooth clássico. Outra das vantagens deste tipo de protocolo é o seu baixo custo e a sua interoperabilidade com diversos equipamentos. Na seguinte tabela são apresentadas algumas especificações técnicas do BLE [94].

Tabela 16-Especificações técnicas do protocolo BLE.

Frequência	2.4 GHz
Distância	>100 m
Latência	6 ms
Consumo de Energia	0.01-0.05 W
Pico de corrente Consumida	<15 mA
Velocidade de Transferência	1 Mbps
Segurança	Encriptação AES-128 com CCM e autenticação de pacotes de dados
Topologia	Estrela

6.4.1 Bluetooth Smart vs. Smart Ready

Com o lançamento da versão 4.0 Bluetooth foram suportados dois sistemas desta tecnologia. O modo básico, ou BR (*Basic Rate*) e o modo BLE (*Low Energy*). Os dispositivos com compatibilidade com estes dois modos de funcionamento denominam-se de dispositivos *dual-mode* sendo comercializados através da marca *Bluetooth Smart Ready*. Por sua vez, os equipamentos cuja principal função sejam aplicações com baixos consumos de energia denominam-se por dispositivos *single-mode* ou *Bluetooth Smart* [94].

6.4.2 BLE – Princípio de Funcionamento

De uma forma geral, numa ligação BLE estão presentes os seguintes elementos:

- ✓ **Master/Central:** Dispositivo que procura outros dispositivos para iniciar a ligação. Este equipamento pode ligar-se a diversos *Slaves* [95].
- ✓ **Slave/Peripheral:** Equipamento que espera por ligações. Normalmente este dispositivo “anuncia” a sua presença para que o *Master* o possa descobrir. Ao contrário de um dispositivo Central, não pode ter múltiplas ligações, estando limitado a uma ligação com um *Master/Central* [94].
- ✓ **Client:** Através de uma ligação BLE usando um *protocolo Generic Attribute Profile Protocol* o cliente tenta aceder aos dados contidos num servidor remoto GATT. As operações utilizadas são o *Write, Read, Notify* ou *Indicate* [95].
- ✓ **Server:** Dispositivo que contém os dados ou a informação a transmitir. A sua função é fornecer os métodos de acesso a um Cliente GATT [95].

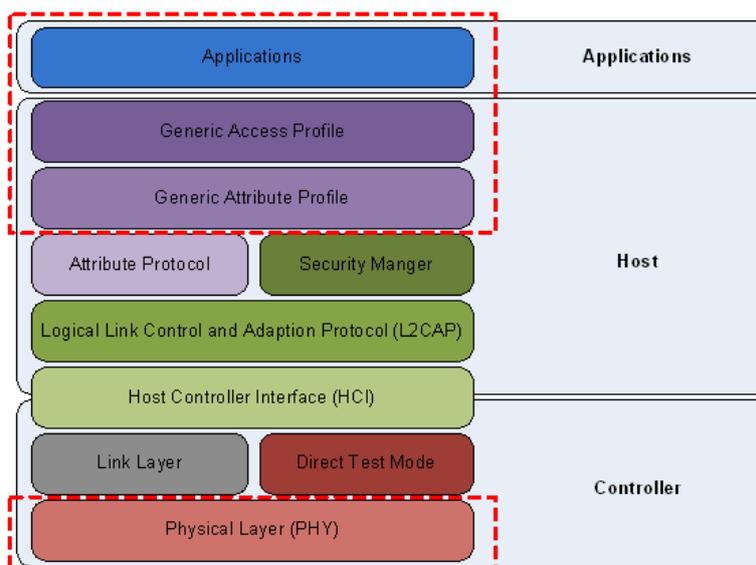


Figura 74-Configuração genérica BLE com as respectivas camadas[96].

6.4.3 GAP – Generic Access Profile

Como vimos na secção anterior, a ligação BLE ocorre entre dois ou mais dispositivos. O GAP é responsável por um lado pelo “*advertising*” por parte do dispositivo periférico, bem como a regulação da interação entre os dois dispositivos [95][97].

O processo de “*advertising*” por parte de um dispositivo periférico está ilustrado na figura seguinte.

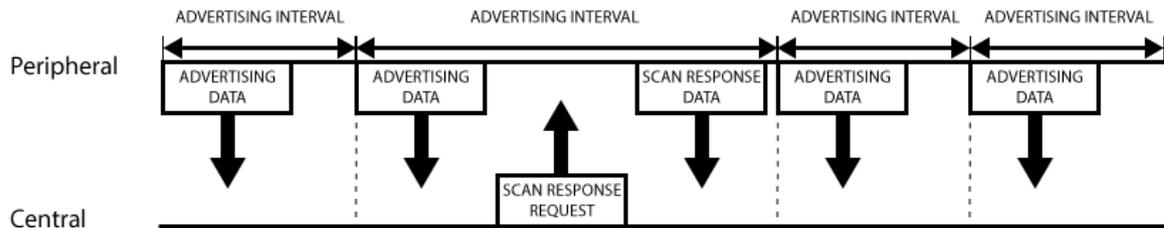


Figura 75-Processo de *Advertising*[98].

Resumidamente, este processo começa com um periférico a definir um intervalo em que estará a procura de ligações. Sempre que esse período de tempo se esgotar, o dispositivo irá novamente realizar outro intervalo de “*advertising*”. Caso exista um dispositivo *Central* que procure informação extra sobre o dispositivo a ligar, deverá executar um pedido de *Scan Response* que, caso esteja disponível no periférico, contém informações adicionais como o nome do dispositivo, entre outros [95][97].

Anteriormente foi referido que um dispositivo *Slave* apenas se poderá ligar a um *Master* simultaneamente, mas existem casos em que o periférico pode emitir dados para um conjunto de dispositivos centrais. Essa situação em específico denomina-se de *Broadcasting*. Para este fim, é introduzida informação adicional nos pacotes de 31-bit enviados no processo de *advertising* [97].

Todo o processo de *advertising*, bem como de *Broadcasting* termina sempre que a ligação *Central-Peripheral* é estabelecida, ficando a comunicação entre os dois dispositivos a cargo do GATT [97].

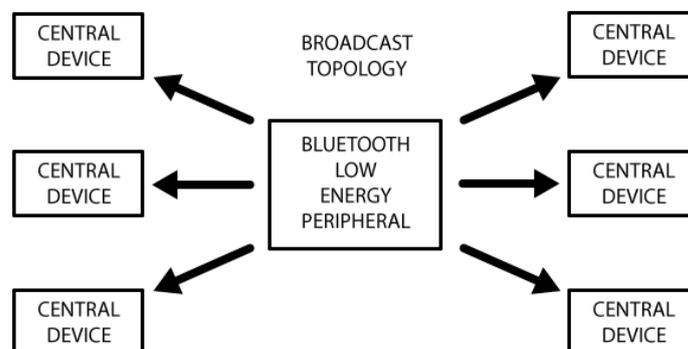


Figura 76-Topologia de *Broadcasting*[98].

6.4.4 GATT – Generic Attribute Profile

Como foi referido anteriormente, após o estabelecimento da ligação entre um dispositivo periférico com um central, o GATT define a forma como os dados são enviados e recebidos numa ligação BLE. Para essa transação de dados a GATT implementa um ou vários perfis, sendo cada um deles constituído por um ou mais serviços. Cada serviço, por sua vez, é composto por diversas características. Os serviços e as características são guardadas num protocolo genérico chamado de *Attribute Protocol*.

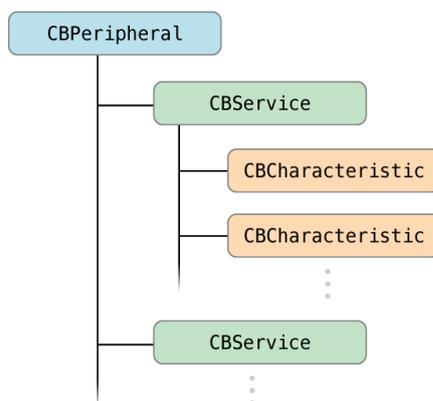


Figura 77-Diagrama de um perfil GATT[99].

Para uma melhor compreensão dos conceitos anteriormente mencionados, analisaremos cada um deles individualmente [40] [41][100]:

- ✓ **Serviços:** São utilizados para armazenar dados em entidades lógicas, contendo dados específicos denominados de características. Os serviços têm uma chave única denominada de *Universally Unique Identifier* (UUID), que pode ter 16-bit no caso dos serviços oficiais fornecidos pelo Bluetooth SIG, ou 128-bit para aplicações pessoais.
- ✓ **Características:** São valores utilizados por um serviço, que contêm dados, propriedades ou informações de configuração. Tal como nos serviços, as características possuem valores UUID próprios. Estes pacotes de dados são o principal meio de comunicação entre o utilizador e o dispositivo periférico, sendo a sua compreensão fundamental no processo de desenvolvimento de um produto com comunicação BLE. Todas as suas propriedades e os seus dados de configuração ("*descriptors*") são armazenados numa tabela de atributos.
- ✓ **Atributos:** Os atributos, além da informação mencionada anteriormente, têm as seguintes propriedades associadas:
 - Handle: Endereço único na tabela de atributos;
 - Tipo: Indica o tipo de dados que representa. Pode ter um UUID definido pela Bluetooth SIG, ou pode ser definido manualmente;
 - Permissões: Determina o grau de acesso por parte de um cliente GATT.

	Handle	UUID	Permissions	Value
Service	0x0001	SERVICE	READ	HRS
Characteristic	0x0002	CHAR	READ	HRM
	0x0003	HRM	READ/NOTIF	80 bpm
Descriptor	0x0004	DESC	READ	NOTIFY

Figura 78-Exemplo de um Serviço em BLE[102].

O número de perfis, serviços e características a implementar dependem apenas da necessidade do utilizador, podendo os mesmos ser definidos manualmente, ou como alternativa ser usados os perfis fornecidos pela Bluetooth SIG. A lista completa dos perfis GATT fornecidos encontra-se em anexo.

Depois de estudada a forma como a informação é armazenada e organizada nos perfis de BLE, resta discriminar como é executada a comunicação entre os dispositivos.

Quando é estabelecida a ligação *Client-Server*, o dispositivo periférico sugere um intervalo de ligação. Esse intervalo representa diversos intervalos de tempo onde o dispositivo central volta a fazer uma ligação para aferir sobre a existência de novos dados. É de salientar que todas as ligações GATT são iniciadas pelo *Master*, obtendo seguidamente uma resposta por parte do servidor. Na seguinte figura está exemplificado esse processo de comunicação [100][83].

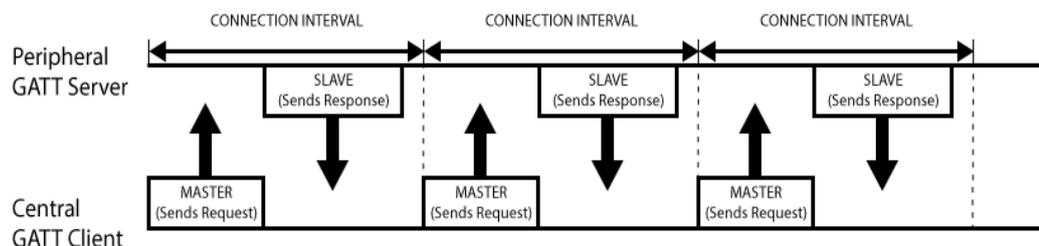


Figura 79-Ligações GATT[98].

Para a transferência de dados no protocolo BLE utilizam-se as operações *Write*, *Read*, *Notify* ou *Indicate*. Tendo em conta que este protocolo foi desenvolvido para aplicações com transmissões rápidas de dados e baixo consumo energético, o tamanho máximo de dados usados no *Write* é de 20 bytes, sendo no caso do *Read* 22 bytes [97].

De uma forma geral, podemos definir as diferentes operações do modo seguinte [97]:

- ❖ **Read:** É utilizada pelo cliente GATT quando deseja obter informação sobre um determinado atributo exposto pelo servidor;

- ❖ **Write:** Esta operação é executada pelo cliente GATT sobre um determinado atributo do servidor, onde o cliente envia informação para o servidor alterando o valor de um determinado atributo. O cliente posteriormente reconhece essa alteração e notifica o cliente acerca dessa alteração;
- ❖ **Notify:** Neste caso, a operação é iniciada pelo servidor de forma a notificar o cliente sobre o novo valor escrito numa determinada característica. As notificações apenas podem ser ativadas ou desativadas pelo cliente GATT. As notificações não são reconhecidas, o que por um lado permite que várias sejam enviadas no mesmo intervalo de ligação;
- ❖ **Indicate:** Funcionam como a operação *Notify*, mas ao contrário destas, são reconhecidas o que aumenta a fiabilidade na troca de informação, tendo como consequência uma velocidade menor de transmissão.

Firmware

Capítulo 7. Firmware

De uma forma geral, o *firmware* é definido por todo o conjunto de instruções programadas para um dispositivo de *hardware*. Esse tipo de instruções são normalmente gravadas na unidade de *flash* ROM. Dessa forma, podemos controlar o funcionamento geral do nosso protótipo através de um conjunto de predefinições que estabelecem o funcionamento do circuito integrado bem como alguns aspetos relativos aos protocolos de comunicação utilizados.

Neste capítulo serão apresentados todos os processos relativos à programação dos diversos elementos do protótipo, nomeadamente o *firmware* relativo ao AFE4400 integrado num Arduino *Shield*, o Arduino Mega2560 e os componentes do *kit* de desenvolvimento do CC2540.

7.1 AFE4400: Registos de Inicialização

Para inicializarmos os AFE4400 é importante estudar os registos de inicialização e definir quais devem ser programados para corresponder às necessidades do equipamento desenvolvido. Como os registos estão associados a diversos componentes como o amplificador transimpedância, LEDs, conversores analógico-digitais, entre outros, podemos estabelecer diversos valores ou definições que estejam de acordo com o que se pretende implementar[81].

Tabela 17-Principais registos de inicialização do AFE4400[81].

Nome do Registo	Tipo de Registo	Principais Funções
CONTROL0	Apenas Escrita	<ul style="list-style-type: none">• Ativar Modo Diagnóstico e leitura SPI• Reinicialização do Software
CONTROL1	Leitura/Escrita	<ul style="list-style-type: none">• Controla o pin relativo aos sinais de alarme
CONTROL2	Leitura/Escrita	<ul style="list-style-type: none">• Controlo dos módulos Tx e Rx
LEDCNTRL	Leitura/Escrita	<ul style="list-style-type: none">• Estabelece o valor de corrente aplicada a cada LED• Regista o valor máximo de corrente dos LEDs
PRPCOUNT	Leitura/Escrita	<ul style="list-style-type: none">• Define o período de tempo para contagem das amostras
TIA_AMB_GAIN	Leitura/Escrita	<ul style="list-style-type: none">• Define valor da corrente de cancelamento• Configura o módulo relativo à eliminação da luz ambiente• Permite estabelecer a frequência de corte do filtro

De uma forma geral, para inicializarmos o AFE4400 são realizados os seguintes passos:

- Reinicialização dos valores pré definidos dos registos
- Ativar o Modo de Diagnóstico e o modo de leitura SPI
- Configuração dos *timers* de diversos componentes e outros registos de controlo
- Leitura dos registos do conversor analógico-digital

Na tabela anterior são apresentados os principais registos utilizados na sequência de inicialização do dispositivo.

Depois da sequência inicial são então estabelecidos os valores relativos aos *timers* dos diferentes LEDs e do ADC de modo a estipular os períodos de amostragem e de leitura necessários para definir o valor de oxigénio no sangue. Essa leitura também poderá funcionar de duas formas, via *polling* ou através do uso de interrupções através do sinal ADC_RDY[81].

7.1.1 AFE4400: SPI

No capítulo anterior foram estudados os diversos protocolos de comunicação utilizados no desenvolvimento do protótipo. Um deles era o SPI, protocolo que foi utilizado para enviar os dados obtidos pelo AFE4400 para ArduinoMega2560.

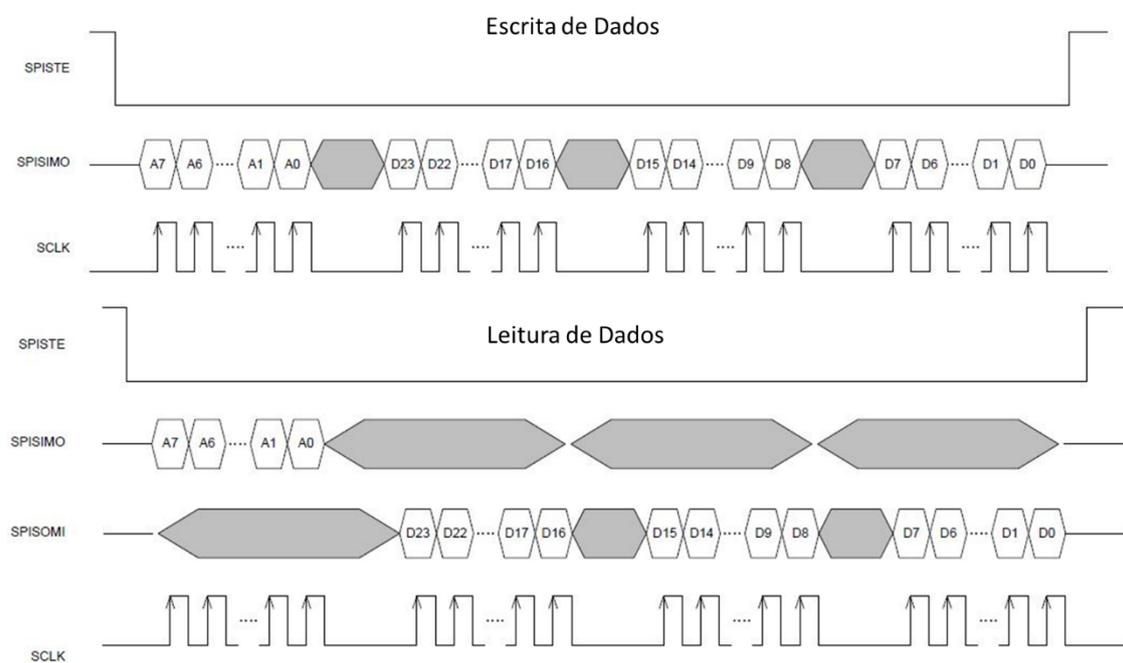


Figura 80- Diagrama de tempo do protocolo SPI no AFE4400[81].

Como se trata de um protocolo de comunicação síncrono, importa que os tempos de execução de leitura e escritas estejam sincronizados. O conjunto de instruções necessárias para implementar de forma correta o protocolo devem obedecer ao diagrama de tempos apresentado na figura anterior.

Analisando a figura e estudando a bibliografia relativa ao AFE4400 o processo de programação do protocolo SPI deve ser o seguinte[81]:

- **Leitura de Dados:**
 - Programar o registo SPI_READ para o valor "1"
 - Especificar o endereço dos dados a ler no MOSI
 - Após o comando anterior, o AFE mostra os dados relativos ao endereço através do MISO
 - Valor do pino SPISTE após a transferência dos dados muda para o estado "1"

- **Escrita de Dados:**
 - Programar o registo SPI_READ para o valor "0"
 - Dados são carregados e enviados através o *pin* MOSI a cada período de relógio na fase ascendente.
 - Valor do pino SPISTE após a transferência dos dados muda para o estado "1"

Para efeitos de validação do protocolo foi utilizado um analisador lógico para verificar que o *firmware* desenvolvido estaria a funcionar de forma correta. Na seguinte imagem é apresentado o resultado dos testes efetuados.



Figura 81-Dados obtidos da comunicação SPI do protótipo.

Os dados obtidos foram bastante satisfatórios, sendo possível observar perfeitamente que os diversos pinos (CLOCK, MOSI, MISO, SPISTE) obedecem ao protocolo SPI definido para o AFE4400. Neste caso, estava a ser executada uma leitura de dados e podemos ver de forma clara os passos anteriormente mencionados.

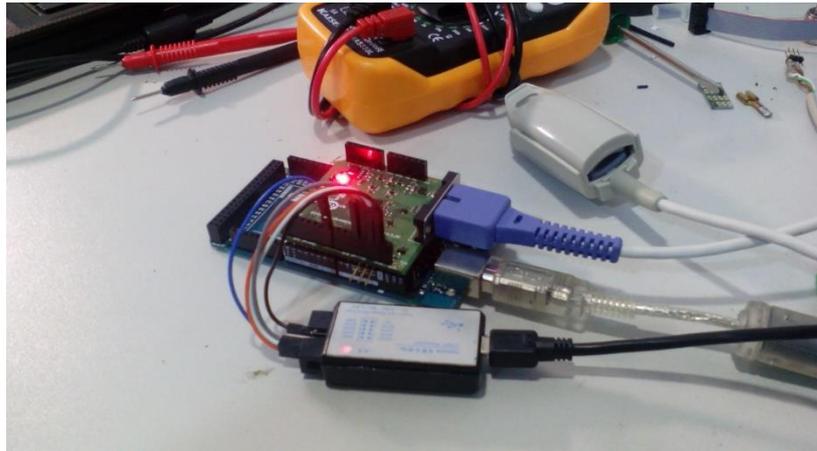


Figura 82-Protótipo do Oxímetro de Pulso ligado a um analisador lógico.

7.2 Ligação CC2540 - Arduino Mega2560: UART

De maneira a garantir que os valores fossem enviados via Bluetooth foi necessária uma forma de enviar os valores que estavam a ser obtidos no ArduinoMega2560 para o CC2540. Para esse fim foi implementada uma transmissão de dados através de um porto série.

Analisando os pinos disponíveis no CC2540 utilizaram-se os pinos P1.5 e P1.4 disponíveis através da função alternativa 2 USART0/UART.

Periphery/ Function	P0								P1					
	7	6	5	4	3	2	1	0	7	6	5	4	3	2
USART 0 UART			RT	CT	TX	RX								
Alt. 2											TX	RX	RT	CT

Figura 83-Pinos CC2540 para comunicação via UART[84].

Após a escolha dos pinos a utilizar aplicou-se o protocolo de Bluetooth que se pretendia utilizar, usando o *software* IAR *Embedded Workbench*®.

A verificação se este tipo de comunicação foi bem implementada foi executada quer a partir da interface gráfica desenvolvida, bem como utilizando o *software* Terminal®.

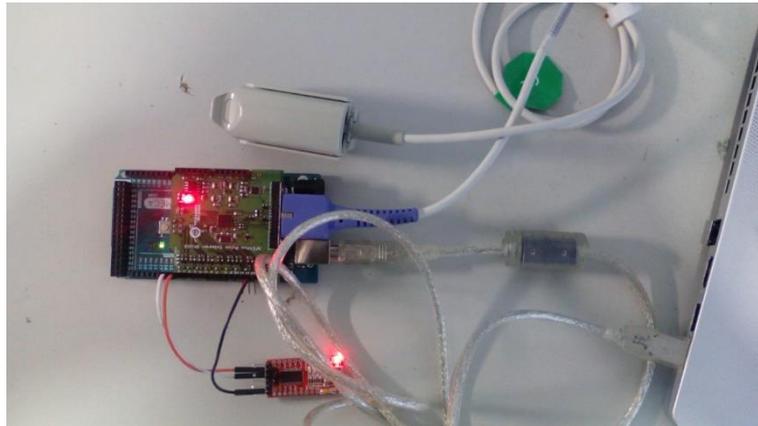


Figura 84-Teste da Comunicação RS232 com utilização de um *chip* FTDI.

7.3 Kit de Desenvolvimento CC2540: *Firmware*

Foram supramencionados alguns conceitos relativos ao protocolo Bluetooth, nomeadamente o fato de existirem alguns perfis Bluetooth pré-definidos.

Foram estudados para este projeto diversos perfis a implementar, acabando a decisão por recair no perfil *SimpleBLEPeripheral*.

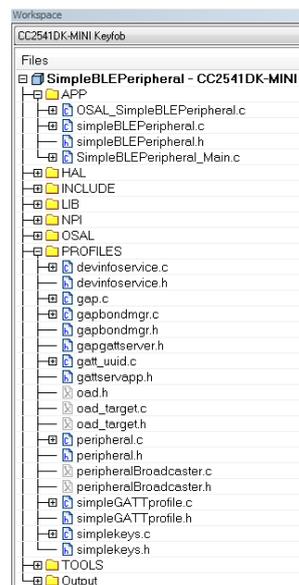


Figura 85-Ficheiros do perfil *SimpleBLEPeripheral*.

De uma forma sucinta, trata-se de um perfil que permite que um dispositivo central detete através de uma procura um dispositivo periférico. O dispositivo periférico, neste caso o oxímetro de pulso, apenas vai ser “visível” a outros dispositivos centrais quando é premido um botão existente no protótipo. Caso a ligação seja bem-sucedida e validada por um código de segurança, o dispositivo conectar-se-á como um dispositivo *Slave*. Por fim, através do dispositivo *Master* onde está programada uma interface gráfica, o utilizador poderá ativar ou desativar a ligação, bem como a leitura de diversas características do equipamento, entre elas o valor de oxigenação do sangue[95].

Para aplicação do perfil *SimpleBLEPeripheral* tiveram que ser introduzidas no código inicial diversas alterações, como por exemplo:

- Configuração dos Pinos I/O relativos ao protocolo UART.
- Alteração das opções do projeto para permitir a utilização de protocolo UART e bluetooth em simultâneo.
- Mudança dos atributos relativos a diversas características deste protocolo, como a palavra-chave, nome do equipamento, características responsável pela receção e envio de dados.
- Conversão dos dados recebidos de forma a serem apresentados em formato decimal.

Type (hex)	Type (#DEFINE)	Hex / Text Value (default)	GATT Server Permissions	Notes
0x2800	GATT_PRIMARY_SERVICE_UUID	0xFF0 (SIMPLEPROFILE_SERV_UUID)	GATT_PERMIT_READ	Start of Simple GATT Profile Service
0x2803	GATT_CHARACTER_UUID	0A (properties: read/write) 25 00 (handle: 0x0025) F1 FF (UUID: 0xFFFF1)	GATT_PERMIT_READ	Characteristic 1 declaration
0xFFFF1	SIMPLEPROFILE_CHAR1_UUID	1 (1 byte)	GATT_PERMIT_READ	Characteristic 1 value
0x2901	GATT_CHAR_USER_DESC_UUID	"Characteristic 1" (17 bytes)	GATT_PERMIT_READ	Characteristic 1 user description
0x2803	GATT_CHARACTER_UUID	02 (properties: read only) 28 00 (handle: 0x0028) F2 FF (UUID: 0xFFFF2)	GATT_PERMIT_READ	Characteristic 2 declaration
0xFFFF2	SIMPLEPROFILE_CHAR2_UUID	2 (1 byte)	GATT_PERMIT_READ	Characteristic 2 value
0x2901	GATT_CHAR_USER_DESC_UUID	"Characteristic 2" (17 bytes)	GATT_PERMIT_READ	Characteristic 2 user description
0x2803	GATT_CHARACTER_UUID	08 (properties: write only) 2B 00 (handle: 0x002B) F3 FF (UUID: 0xFFFF3)	GATT_PERMIT_READ	Characteristic 3 declaration
0xFFFF3	SIMPLEPROFILE_CHAR3_UUID	3 (1 byte)	GATT_PERMIT_WRITE	Characteristic 3 value
0x2901	GATT_CHAR_USER_DESC_UUID	"Characteristic 3" (17 bytes)	GATT_PERMIT_READ	Characteristic 3 user description
0x2803	GATT_CHARACTER_UUID	10 (properties: notify only) 2E 00 (handle: 0x002E) F4 FF (UUID: 0xFFFF4)	GATT_PERMIT_READ	Characteristic 4 declaration
0xFFFF4	SIMPLEPROFILE_CHAR4_UUID	4 (1 byte)	(none)	Characteristic 4 value
0x2902	GATT_CLIENT_CHAR_CFG_UUID	00:00 (2 bytes)	GATT_PERMIT_READ	Characteristic 4 configuration
0x2901	GATT_CHAR_USER_DESC_UUID	"Characteristic 4" (17 bytes)	GATT_PERMIT_READ	Characteristic 4 user description
0x2803	GATT_CHARACTER_UUID	02 (properties: read only) 32 00 (handle: 0x0032) F5 FF (UUID: 0xFFFF5)	GATT_PERMIT_READ	Characteristic 5 declaration
0xFFFF5	SIMPLEPROFILE_CHAR5_UUID	01:02:03:04:05 (5 bytes)	GATT_PERMIT_AUTHEN_READ	Characteristic 5 value
0x2901	GATT_CHAR_USER_DESC_UUID	"Characteristic 5" (17 bytes)	GATT_PERMIT_READ	Characteristic 5 user description

Figura 86-Tabela dos atributos do perfil *SimpleBLEPeripheral* modificados para transmissão dos dados obtidos via UART[95].

Testes e Resultados

Capítulo 8. Testes e Resultados

Depois de trabalhada toda a parte relativa ao *hardware* e *firmware* e desenvolvida uma plataforma gráfica para trabalhar os dados recebidos bem como permitir a interação do nosso protótipo com o utilizador foram realizados alguns testes ao sistema desenvolvido. A partir desses testes foram obtidos dados informativos do desempenho do oxímetro desenvolvido.

8.1 Estipulação dos requisitos a testar

De acordo com os requisitos e objetivos definidos no início do projeto, o foco em termos de avaliação do sistema foram os seguintes:

- Ligação entre os diversos componentes do protótipo
- Validação das funcionalidades da interface gráfica
- Precisão das medidas efetuadas pelo oxímetro

No capítulo anterior foram apresentadas algumas imagens relativas ao estudo dos diferentes protocolos de comunicação e da sua implementação. De forma a garantir que os valores e os diferentes protocolos de comunicação estavam operacionais usaram-se diversas ferramentas de *software*, como por exemplo o programa *Btool* da *Texas Instruments*, o *Terminal* e o programa *Logic* da *Salae*.

Através destes programas foram obtidos resultados de acordo com o esperado, confirmando-se o bom funcionamento dos diversos protocolos de comunicação. Após validados todos os conceitos relativos a *hardware* e *firmware* foi então desenvolvida uma interface gráfica em *Matlab*, sendo mais tarde convertida num programa executável capaz de correr em plataformas *Windows®* e *Linux*.

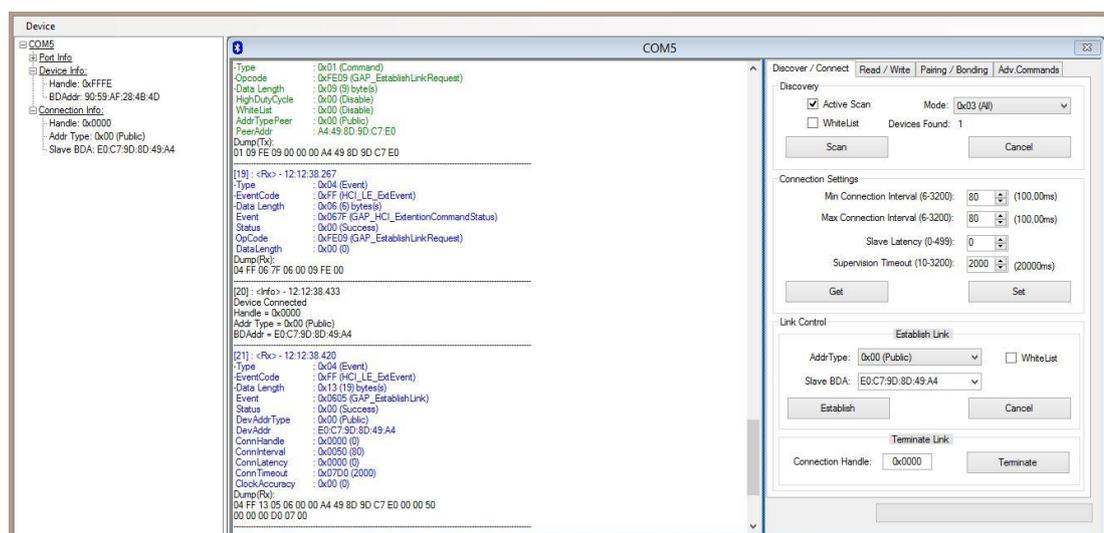


Figura 87-Interface do programa *Btool* utilizado para testar o protocolo de comunicação via Bluetooth.

8.2 Interface gráfica desenvolvida

Na seguinte figura está apresentado o *layout* da interface desenhada para o oxímetro de pulso.

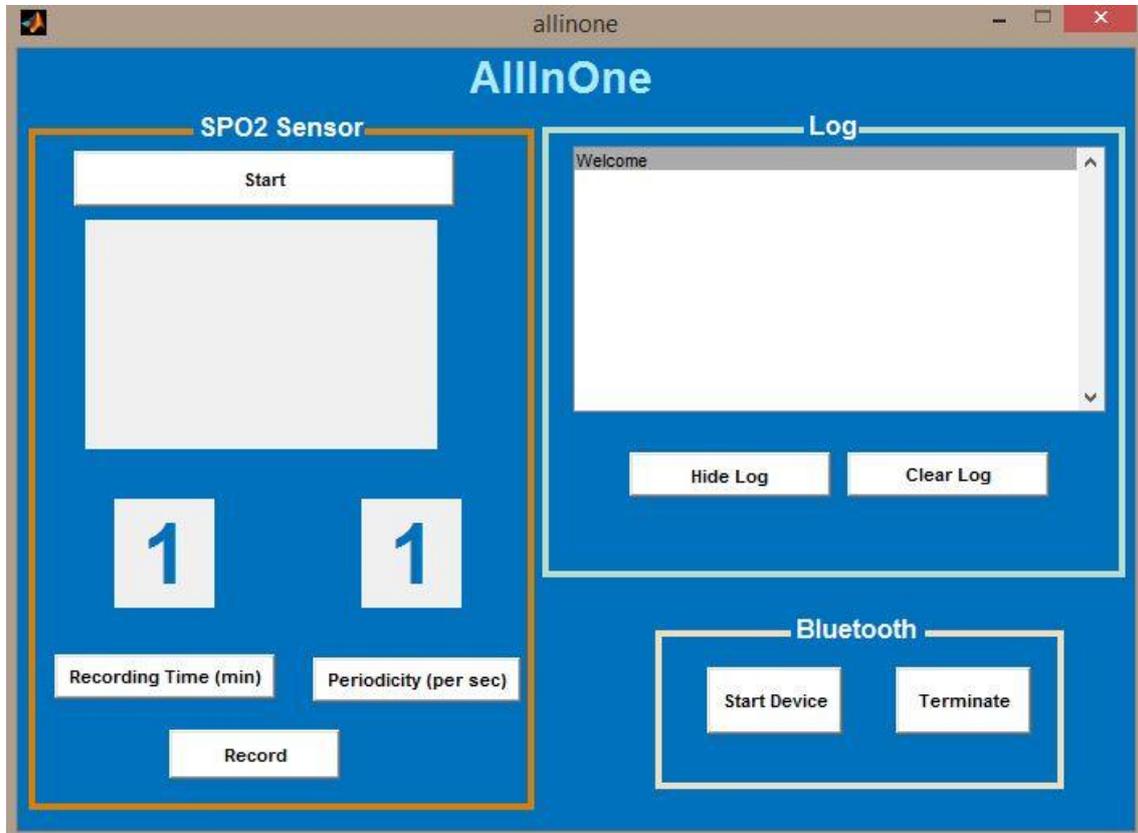


Figura 88-Versão final da Interface gráfica desenvolvida.

Na interface são facilmente identificadas três áreas distintas:

- Bluetooth
- Sensor SPO2
- Log

8.2.1 Bluetooth

Este campo é onde o utilizador estabelece a ligação entre o dispositivo e a aplicação.

Os procedimentos associados a cada botão são:

- A) **"Start Device"**: O utilizador para ligar o dispositivo deve premir este botão, sendo necessário mais tarde tornar o oxímetro "visível".

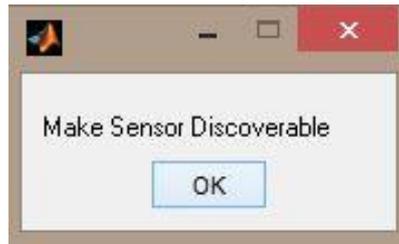


Figura 89-Alerta para tornar o oxímetro "visível"

Caso a ligação seja efetuada de forma correta esta terá os seguintes parâmetros:

Tabela 18-Parâmetros de Ligação Bluetooth

Parâmetros de Ligação	Valores(ms)
Intervalo Mínimo de Ligação	80
Intervalo Máximo de Ligação	80
Latência do dispositivo <i>slave</i>	0
Tempo máximo de supervisão	2000

Após a ligação ser efetuada, este botão apenas voltará a ter efeito caso a ligação seja terminada, não permitindo ao utilizador ter duas ligações em simultâneo.

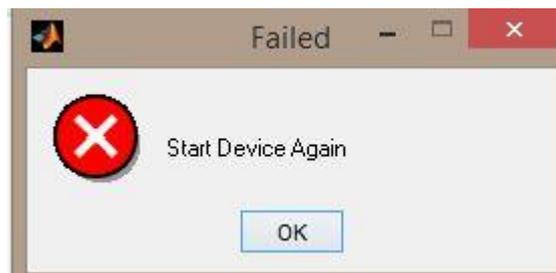


Figura 90-Erro caso a ligação não seja bem-sucedida.

- B) **"Terminate"**: Como o nome indica, esta operação fará com que a ligação entre o dispositivo "master" e "slave" seja terminada. De referir que o programa apenas permite terminar uma ligação previamente criada.

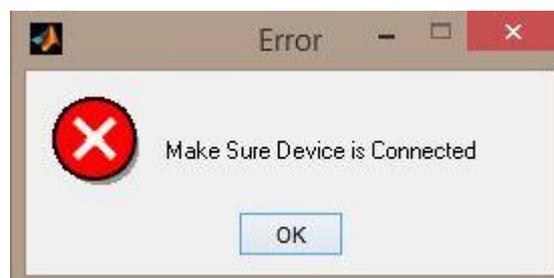


Figura 91-Erro associado ao botão "Terminate" quando é premido não havendo uma ligação prévia a um dispositivo.

8.2.2 Sensor SPO2

Este sector é a zona onde o utilizador poderá visualizar os dados recebidos. Existem diversas opções, de acordo com o tipo de utilização que se pretenda efetuar. O utilizador poderá apenas desejar ver os dados usando para isso o botão "Start/Stop", ou então terá a possibilidade de gravar as medições que pretende efetuar num ficheiro de texto. É de referir que o utilizador poderá ainda, aquando da gravação de dados, definir o período de tempo de gravação e a periodicidade com que pretende obter as medidas.

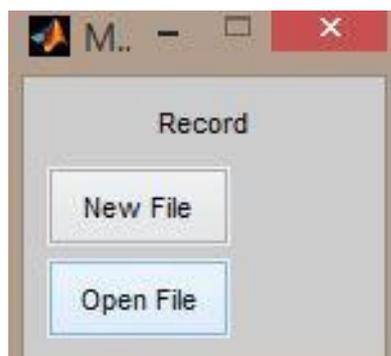


Figura 92-Alerta mostrado ao utilizador com as opções de gravar num ficheiro novo ou acrescentar dados a um ficheiro existente.

8.2.3 Log

Por fim, esta secção consiste num registo das ações que o utilizador foi realizando durante a sessão de utilização da interface. Esta ferramenta foi essencialmente usada para efeitos de teste. Caso o utilizador não pretenda ver o registo dos acontecimentos poderá sempre esconder essa informação premindo o botão "Hide Log".

8.3 Resultados obtidos e análise crítica

Com o objetivo de atestar a precisão e exatidão do equipamento, bem como a sua capacidade para operar segundo os conceitos identificados para este tipo de equipamentos médicos foram selecionados um grupo de testes. Para que a validade dos dados fosse o mais correta possível tentaram manter-se as mesmas condições de teste em todas as medidas. As medidas foram obtidas num intervalo de tempo de 5 minutos com uma periodicidade de 1 segundo por cada amostra.

Um dado a reter destes testes, além do que foi referido no parágrafo anterior, foi a experiência obtida no final dos mesmos, já que foram obtidas algumas conclusões interessantes, bem como outras ideias que poderão ser implementadas no futuro de forma a melhor o dispositivo.

O primeiro desses testes consistiu em utilizar o equipamento para medir o nível de oxigénio no sangue em diferentes indivíduos. O resultado desse teste encontra-se na figura seguinte.

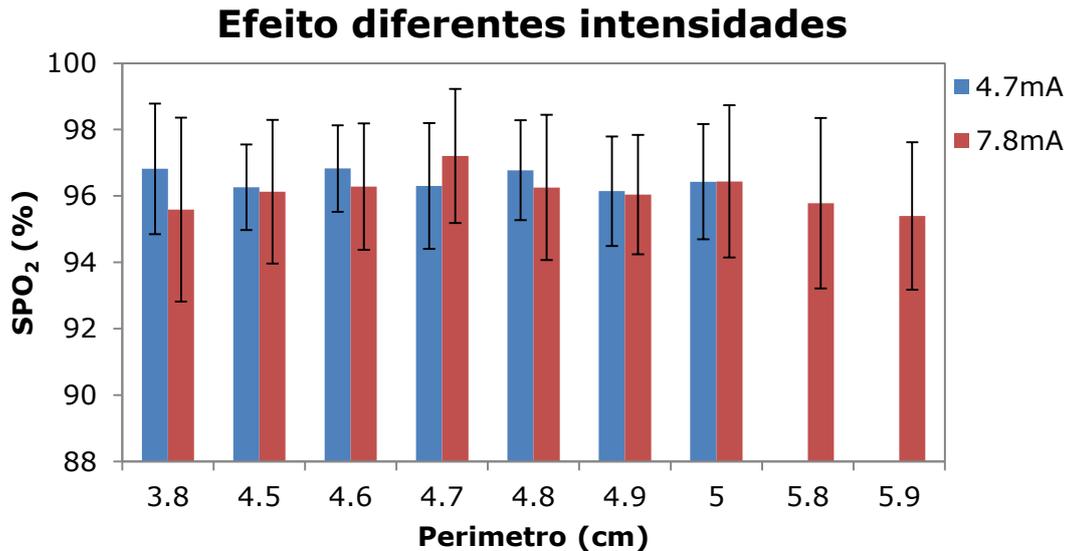


Figura 93-Valores da SPO₂ de diferentes sujeitos (com diferentes perímetros de dedo) usando 2 valores distintos de intensidade dos LEDs.

No gráfico os dados são apresentados como o valor de SPO₂ em % em função do perímetro do dedo indicador do sujeito.

É visível na figura que para os sujeitos cujos dedos apresentam perímetros elevados (5.8 e 5.9 cm) apenas foi possível obter resultados quando se usava uma intensidade dos LEDs de 7.8 mA. No entanto, esta intensidade aparenta levar a um conjunto de resultados menos precisos. Isto acontece uma vez que, a saturação média não varia significativamente mas os desvios padrões obtidos são superiores para a totalidade dos sujeitos quando comparados com os resultados obtidos usando uma intensidade de 4.7 mA. Será importante referir que a intensidade do LED infravermelho e vermelho foi variada modificando o registo LEDCNTRL do AFE4400.

LEDCNTRL: LED Control Register (Address = 22h, Reset Value = 0000h)

D23	D22	D21	D20	D19	D18	D17	D16	D15	D14	D13	D12																																																												
0	0	0	0	0	0	LEDCUR OFF	1	LED1[7:0]																																																															
D11						D10						D9						D8						D7						D6						D5						D4						D3						D2						D1						D0					
LED1[7:0]											LED2[7:0]																																																												

This register sets the LED current range and the LED1 and LED2 drive current.

Figura 94-Registo LEDCNTRL do AFE4400[81]

Para variar a corrente dos LEDs foram usadas as fórmulas presentes na documentação do AFE4400[81].

$$Corrente = \frac{LED1[7:0]}{256} * 50mA$$

$$Corrente = \frac{LED2[7:0]}{256} * 50mA$$

A tabela seguinte resume os dados obtidos no estudo anterior, usando a intensidade mais baixa (4.7 mA).

Tabela 19-Valores de SPO₂ e dados estatísticos relevantes de diferentes sujeitos (com diferentes perímetros de dedo) usando 4.7 mA como intensidade de cada LED.

Perímetro Dedo (cm)	3.8	4.5	4.6	4.7	4.8	4.9	5
SPO₂ Médio (%)	96.8	96.3	96.8	96.3	96.8	96.1	96.4
Desvio Padrão (%)	1.9	1.3	1.3	1.9	1.5	1.7	1.7
Moda (%)	96	96	97	96	96	96	98
Dados Inválidos (%)	4	1	1	3	2	2	3

Esta permite verificar a precisão do equipamento nas condições deste teste, quer pelos baixos desvios padrões já discutidos (entre 1.3 e 1.9), quer pela proximidade dos valores da média e da moda, significando que a maioria dos valores lidos pelo equipamento são de facto o valor médio de SPO₂ do sujeito.

Na tabela pode ainda observar-se a percentagem de dados inválidos em cada teste. Neste caso, o valor mais elevado foi obtido para o sujeito cujo dedo apresenta o menor perímetro, verificando-se os valores mais baixos nos sujeitos cujo perímetro do dedo ronda os 4.5 cm.

O efeito de uma possível adulteração dos dados pela luz ambiente do local foi também considerado. Nesse sentido, foi feito um teste com 3 sujeitos com e sem luz ambiente.

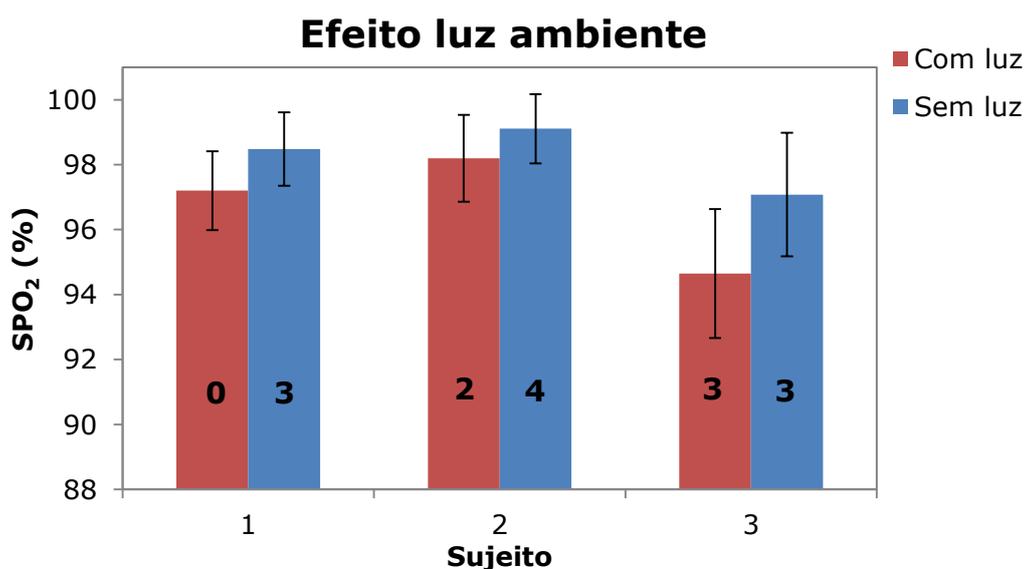


Figura 95-Valores da SPO₂ de 3 sujeitos, com e sem luz ambiente (dentro de cada barra é apresentada a percentagem de valores inválidos obtidos no teste).

Na figura é apresentado o valor de SPO₂ para cada sujeito com e sem luz ambiente. A percentagem de dados inválidos obtidos em cada caso é também apresentada.

Aqui não se verifica uma alteração significativa no valor da saturação na ausência de luz, tendo até sido verificado um aumento em todos os testes. No entanto, o número de casos inválidos aparentam aumentar quando se faz o teste num ambiente sem iluminação.

Por último, e considerando que o equipamento desenvolvido deve permitir mobilidade, a possibilidade da adulteração dos dados com o movimento do sujeito foi também estudada.

Neste estudo foram, mais uma vez, utilizados 3 sujeitos cuja medição de SPO₂ foi efetuada em repouso e em movimento, como mostra o gráfico presente na figura seguinte.

Efeito movimento

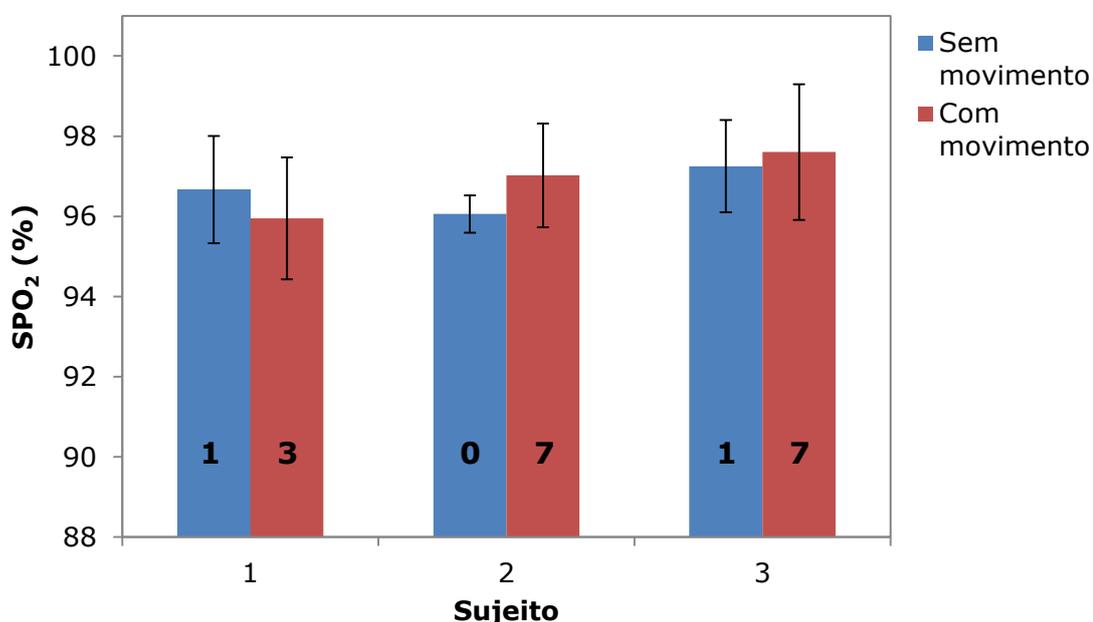


Figura 96-Valores da SPO₂ de 3 sujeitos, em repouso e em movimento (dentro de cada barra é apresentada a percentagem de valores inválidos obtidos no teste).

Aqui, mais uma vez não se verifica uma alteração evidente nos valores médios obtidos, no entanto, a precisão de resultados parece diminuir com o movimento já que tanto o desvio padrão, como a percentagem de valores inválidos aumenta nos testes efetuados com o sujeito em movimento.

Conclusões e Trabalho Futuro

Capítulo 9. Conclusões e Trabalho Futuro

Atendendo ao paradigma atual pode-se afirmar que os dispositivos médicos estão em constante evolução, sendo cada vez maior o número e a diversidade de soluções existentes no mercado.

Ao longo do projeto o protótipo desenvolvido teve como principais características a precisão das medidas efetuadas, a portabilidade e a usabilidade do mesmo. Atendendo ao mercado da oximetria de pulso, tentou-se desenvolver um dispositivo capaz de responder às necessidades existentes e capaz de competir com alguns dos produtos já desenvolvidos.

Para atingirmos os objetivos propostos o projeto teve de obedecer a um plano, no qual foram estipulados os diversos passos para a conceção de um oxímetro de pulso com comunicação via Bluetooth. Nesse planeamento foram incluídos todos os processos fundamentais englobando o estudo inicial quer dos conceitos teóricos quer dos dispositivos existentes no mercado, o desenvolvimento do *hardware* e *firmware*, e por fim os testes finais do sistema.

Os maiores desafios encontrados ao longo deste processo foram, essencialmente, ao nível do desenvolvimento do *hardware*. Desde a escolha dos componentes a utilizar, como a prototipagem dos mesmos, foram encontradas diversas adversidades, nomeadamente o fato de não ter sido possível soldar o AFE4490 no PCB desenvolvido na Exatronic. Como solução optou-se por comprar um *ArduinoShield*, cujo circuito era similar ao circuito que tinha sido desenvolvido inicialmente. Devido a esse fato, tiveram que ser feitas retificações quer ao nível de componentes utilizados, quer ao nível do *firmware*, principalmente ao nível de programação dos diversos protocolos de comunicação utilizados.

Apesar de todos os problemas inerentes ao desenvolvimento de um produto, o conhecimento e a capacidade de adaptação adquiridas ao longo deste projeto são mais-valias importantes para o meu futuro profissional.

Analisando o trabalho desenvolvido pode-se afirmar que os objetivos foram alcançados, já que foi possível obter um produto final capaz de realizar medições precisas e transmiti-las para uma interface gráfica através do protocolo de comunicação Bluetooth.

Apesar de não ter sido incorporada uma bateria no dispositivo final é algo que, no futuro, poderá ser facilmente adicionado. Em termos de melhorias futuras podemos referir também, que poderão ser aumentadas o número de plataformas com as quais a nossa interface gráfica é compatível, ou ainda a adição de outros parâmetros de medição como o número de batimentos cardíacos. Ao nível de componentes utilizados, poder-se-á no futuro, encontrar-se uma solução para soldar o AFE4490 no circuito que foi desenvolvido inicialmente, o que levaria a uma diminuição do número de componentes utilizados.

Bibliografia

Bibliografia

- [1] U. Nations, "World Population Ageing 2013."
- [2] W. H. Organization, "WHO | Interesting facts about ageing," 2012. [Online]. Available: <http://www.who.int/ageing/about/facts/en/>. [Accessed: 29-Jul-2014].
- [3] W. H. Organization, "Global Health and Aging," 2011.
- [4] M. Becker, "Software Architecture Trends and Promising Technology for Ambient Assisted Living Systems," no. i, 2008.
- [5] Eucomed, "The medical technology industry in Europe," 2011.
- [6] W. H. Organization, "MEDICAL DEVICES : MANAGING THE Mismatch," 2010.
- [7] IHS, "Wearable Technology – Market Assessment," 2013.
- [8] S. DeMeulenaere, "Pulse Oximetry: Uses and Limitations," *J. Nurse Pract.*, vol. 3, no. 5, pp. 312–317, May 2007.
- [9] Daedal Research, "Global Pulse Oximetry Market: Trends & Opportunities (2013-2018)," 2013.
- [10] M. E. Pollack, "for an Aging Population The Use of AI to Assist Elders with Cognitive Impairment," vol. 26, no. 2, pp. 9–24, 2005.
- [11] IDataResearch, "Markets for Patient Monitoring Equipment & Devices 2012," 2012.
- [12] "Health apps, devices generated \$718M in 2011 | mobihealthnews." [Online]. Available: <http://mobihealthnews.com/15803/health-apps-devices-generated-718m-in-2011/>. [Accessed: 29-Jul-2014].
- [13] "Mobile cellular subscriptions (per 100 people) | Data | Table." [Online]. Available: <http://data.worldbank.org/indicator/IT.CEL.SETS.P2>. [Accessed: 29-Jul-2014].
- [14] J. G. Webster, *Design of Pulse Oximeters*. London: IOP Publishing Ltd, 1997.
- [15] D. U. Silverthorn, *Human Physiology: An Integrated Approach*, 6th ed. San Francisco: Pearson, 2013.
- [16] "File:2316 Inspiration and Expiration.jpg - Wikimedia Commons." [Online]. Available: http://commons.wikimedia.org/wiki/File:2316_Inspiration_and_Expiration.jpg. [Accessed: 29-Jul-2014].
- [17] T. D. Jardins, *Cardiopulmonary Anatomy & Physiology: Essentials of Respiratory Care*. Cengage Learning, 2012.

- [18] "WallaceChem Teaching Slides." [Online]. Available: http://wallace.chem.ox.ac.uk/teaching/8_Slides.pdf. [Accessed: 29-Jul-2014].
- [19] R. Chang and K. Goldsby, *Chemistry*. McGraw-Hill Education, 2012.
- [20] "Ficks_law.jpg (605×467)." [Online]. Available: http://www.fisiotic.org/essawiki/images/7/7a/Ficks_law.jpg. [Accessed: 17-Sep-2014].
- [21] R. R. Seeley, P. Tate, and T. D. Stephens, *Anatomy & Physiology*. McGraw-Hill, 2008.
- [22] "Cardiac Cycle." [Online]. Available: <http://cnx.org/contents/22c3f969-ab9d-4df0-8baf-5b1a99372fac@3>. [Accessed: 17-Sep-2014].
- [23] "Sistema Circulatório e Linfático." [Online]. Available: <http://biologia.ifsc.usp.br/bio2/apostila/apost-fisiol-parte2.pdf>. [Accessed: 17-Sep-2014].
- [24] R. Polikar, *Wiley encyclopedia of biomedical engineering: Pattern Recognition*. New Jersey: John Wiley & Sons, Inc, 2006.
- [25] "Respiratory Physiology flashcards | Quizlet." [Online]. Available: <http://quizlet.com/17238364/respiratory-physiology-flash-cards/>. [Accessed: 17-Sep-2014].
- [26] "Trocas gasosas no Sistema Respiratório - Wiki do Departamento de Fisioterapia da ESSA." [Online]. Available: http://www.fisiotic.org/essawiki/index.php?title=Trocas_gasosas_no_Sistema_Respiratorio. [Accessed: 17-Sep-2014].
- [27] C. M. Alexander, "SPECIAL ARTICLE Principles of Pulse Oximetry:," pp. 368–376, 1989.
- [28] L. J. Mengelkoch, D. Martin, and J. Lawler, "A review of the principles of pulse oximetry and accuracy of pulse oximeter estimates during exercise.," *Phys. Ther.*, vol. 74, no. 1, pp. 40–9, Jan. 1994.
- [29] C. F. Bohren and D. R. Huffman, *Absorption and Scattering of Light by Small Particles*. Wiley, 2008.
- [30] "The Dual Nature of Light as Reflected in the Nobel Archives." [Online]. Available: http://www.nobelprize.org/nobel_prizes/themes/physics/ekspong/. [Accessed: 17-Sep-2014].
- [31] K. S. Krane, *Modern Physics*. Wiley, 2012.
- [32] "The Photoelectric Effect - Astrophysics Proclaimed." [Online]. Available: <http://astrophysics.pro/experiments/photoelectric-effect/>. [Accessed: 17-Sep-2014].

- [33] "Atomic Spectra and the Bohr Theory | ChemPaths." [Online]. Available: [http://chempaths.chemeddl.org/services/chempaths/?q=book/General Chemistry Textbook/Spectra and Structure of Atoms and Molecules/1916/atomic-spectra-and&title=CoreChem:The_Nature_of_Electromagnetic_Radiation](http://chempaths.chemeddl.org/services/chempaths/?q=book/General%20Chemistry%20Textbook/Spectra%20and%20Structure%20of%20Atoms%20and%20Molecules/1916/atomic-spectra-and&title=CoreChem:The_Nature_of_Electromagnetic_Radiation). [Accessed: 17-Sep-2014].
- [34] "Electromagnetic Spectrum." [Online]. Available: http://www.uotechnology.edu.iq/appsciences/filesPDF/material/lectures/2c/3-Materials_prproperties8.pdf. [Accessed: 17-Sep-2014].
- [35] Y. Mendelson and J. C. Kent, "Variations in optical absorption spectra of adult and fetal hemoglobins and its effect on pulse oximetry.," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 36, no. 8, pp. 844–8, Aug. 1989.
- [36] D. Torres, "Build A Wrist Heart-Rate Monitor Using An Ultra-Low-Power MCU," *Electronic Design*, 2013. [Online]. Available: <http://electronicdesign.com/digital-ics/build-wrist-heart-rate-monitor-using-ultra-low-power-mcu>. [Accessed: 01-Mar-2015].
- [37] M. Tavakoli, L. Turicchia, and R. Sarpeshkar, "An ultra-low-power pulse oximeter implemented with an energy-efficient transimpedance amplifier.," *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, vol. 4, no. 1, pp. 27–38, Mar. 2010.
- [38] Y. Mendelson, "Pulse oximeter and method of operation," US20030144584 A1, 2003.
- [39] "Reflectance Pulse Oximetry from SPO Medical." [Online]. Available: http://www.medgadget.com/2007/11/reflectance_pulse_oximetry_from_spo_medical.html. [Accessed: 29-Jul-2014].
- [40] G. P. Care and P. Education, "CLINICAL USE OF PULSE OXIMETRY POCKET REFERENCE 2010 Helping the World Breathe Free," 2010.
- [41] G. P. López-herranz, "Oximetría de pulso : A la vanguardia en la monitorización no invasiva de la oxigenación," vol. 66, 2003.
- [42] M. J. Grap, "Pulse Oximetry," *Crit. Care Nurse*, vol. 22, no. 800, pp. 69–74, 2002.
- [43] T. Aoyagi, "Pulse oximetry: its invention, theory, and future.," *J. Anesth.*, vol. 17, no. 4, pp. 259–66, Jan. 2003.
- [44] "IEC - About the IEC." [Online]. Available: <http://www.iec.ch/about/?ref=menu>. [Accessed: 29-Jul-2014].
- [45] International Electrotechnical Committee, "IEC 60601-1 - Medical electrical equipment," 2005.
- [46] C. Leitão, "Desenvolvimento de Dispositivo de Electroterapia para Medicina Física e Reabilitação.," Universidade de Coimbra, 2010.

- [47] International Electrotechnical Committee, "IEC 60068-2 - Environmental Testing."
- [48] B. V. V. Haykin, Simon, *Signals and Systems (2nd Ed)* -Simon Haykin & Barry Van Veen.pdf, 2nd Editio. John Wiley & Sons, Inc, 2003.
- [49] J. P. Bentley, *Principles of measurement systems*, 4th Editio. Pearson Prentice Hall, 2005.
- [50] "Data Acquisition." [Online]. Available: <http://www.testandmeasurementtips.com/calibration/data-acquisition/daq-series-methodology-associated-with-data-acquisition/>. [Accessed: 01-Jan-2015].
- [51] J. Cardoso, "Introdução a Sistemas Rápidos de Aquisição de Dados." Coimbra, 2013.
- [52] S. Lopez, "Pulse Oximeter Fundamentals and Design," 2012.
- [53] "Diagram Oximetry." [Online]. Available: <http://electronicdesign.com/analog/analog-signal-acquisition-enables-telemedicine>. [Accessed: 01-Jan-2015].
- [54] I. Sinclair, *Sensors and Transducers*. Elsevier Science, 2000.
- [55] "Fotodíodo." [Online]. Available: <http://www.if.ufrgs.br/mpef/mef004/20061/Cesar/SENSORES-Fotodiodo.html>. [Accessed: 01-Jan-2015].
- [56] A. S. Sedra and K. C. Smith, *Microelectronic Circuits*. Oxford University Press, USA, 2007.
- [57] T. Instruments, "Block Diagrams." [Online]. Available: <http://www.ti.com/apps/docs/viewdevices.tsp?blockDiagramId=6228&blockId=8906&designOptionId=10124&appId=330>. [Accessed: 20-May-2001].
- [58] "TIA." [Online]. Available: http://www.analog-eetimes.com/en/understand-and-apply-the-transimpedance-amplifier-part-1-of-2.html?cmp_id=7&news_id=212001899. [Accessed: 01-Jan-2015].
- [59] R. D. Bepalko, "Transimpedance Amplifier Design using 0.18 μm CMOS Technology," Queen's University Kingston, Ontario, Canada, 2007.
- [60] J. Carvalho, "Transimpedance Amplifier for Integrated SpO2 Optic Sensor," 2012.
- [61] B. Razavi, *Design of Analog CMOS Integrated Circuits*. 2000.
- [62] P. R. Gray, P. J. Hurst, S. H. Lewis, and R. G. Meyer, *Analysis and Design of Analog Integrated Circuits*, 5th ed. John Wiley & Sons, Inc, 2009.

- [63] K. K. Hung, P.-K. Ko, C. Hu, and Y. C. Cheng, "A unified model for the flicker noise in metal-oxide-semiconductor field-effect transistors," *IEEE Transactions on Electron Devices*, vol. 37. pp. 654–665, 1990.
- [64] "Flicker Noise." [Online]. Available: <http://www.ni.com/tutorial/4018/en/>. [Accessed: 01-Jan-2015].
- [65] W. K. Chen, *Passive, Active, and Digital Filters*, 2nd ed. CRC Press, 2009.
- [66] A. Devices, "Filter Comparison," *DSP Guid.*, pp. 343–350, 2000.
- [67] K. Lacanette, "A Basic Introduction to Filters-Active, Passive, and Switched-Capacitor," *Natl. Semicond. Corp. Appl. Note, ...*, pp. 1–18, 2010.
- [68] "FIR filters - Digital Filter Design." [Online]. Available: <http://www.mikroe.com/chapters/view/72/chapter-2-fir-filters/>. [Accessed: 30-Sep-2015].
- [69] "Active and Passive Filters." [Online]. Available: http://www.schematica.com/active_filter_resources/comparison_of_active_and_passive_filters.html. [Accessed: 01-Jan-2015].
- [70] "Filtros Ideais vs Reais." [Online]. Available: http://www.ehu.eus/daq_tutorial/Doc/Castellano/Tema 4.htm. [Accessed: 01-Jan-2015].
- [71] T. Kugelstadt, "Active Filter Design Techniques," *Texas Instruments Inc.*, pp. 16–64, 2008.
- [72] Universidade Federal de Campina Grande, "Filtros," p. 21.
- [73] "ADC." [Online]. Available: <http://www.ebah.com.br/content/ABAAAfdf0AE/trabalho-sistemas-digitais-conversor-ad-rampa-dupla-roteiro>. [Accessed: 01-Jan-2015].
- [74] H. Grover and A. On, "Projeto de um Modulador Sigma-Delta de Baixo Consumo para Sinais de Audio," Universidade de São Paulo, 2013.
- [75] "Programming Embedded Systems." [Online]. Available: <http://web.eng.fiu.edu/watsonh/eel4730/index.html>. [Accessed: 30-Sep-2015].
- [76] "Coding." [Online]. Available: <http://mobiledevdesign.com/technologies/understanding-sampling-process>. [Accessed: 01-Jan-2015].
- [77] Ieee Std, W. Measurement, A. T. Committee, and M. Society, *IEEE Standard for Terminology and Test Methods for Analog-to-Digital Converters*. IEEE, 2000.
- [78] E. Janssen and A. van Roermund, "Look-Ahead Based Sigma-Delta Modulation," 2011.

- [79] T. Instruments, "AFE's." [Online]. Available: <http://www.ti.com/apps/docs/viewdevices.tsp?blockDiagramId=6228&blockId=13877&designOptionId=21390&appId=330>. [Accessed: 01-Jan-2015].
- [80] S. Afe, "Integrated Analog Front-End for Pulse Oximeters AFE4490," Dallas, 2013.
- [81] T. Instruments, "Integrated Analog Front-End for Pulse Oximeters Pulse Oximeter Applications," no. December 2012, 2013.
- [82] T. Instruments, "Pulse Oximetry." [Online]. Available: <http://www.ti.com/solution/pulse-oximetry-diagram>. [Accessed: 01-Jan-2015].
- [83] T. Instruments, "Bluetooth ® Low Energy CC2540/41 Mini Development Kit User 's Guide."
- [84] T. Instruments, "CC2540/41 System-on-Chip Solution for 2.4- GHz Bluetooth® low energy Applications," 2013.
- [85] "Arduino - ArduinoBoardMega2560." [Online]. Available: <http://arduino.cc/en/Main/arduinoBoardMega2560>. [Accessed: 20-Mar-2015].
- [86] "Comunicação SPI." [Online]. Available: <http://www.embarcados.com.br/spi-parte-1/>. [Accessed: 30-Sep-2015].
- [87] B. C. Bey-Miller, *FCS Data Communication and Networking L4*. Pearson South Africa.
- [88] Microchip Inc., "Overview and Use of the PICmicro Serial Peripheral Interface," pp. 1-46.
- [89] Microchip Inc., "Section 20 . Serial Peripheral Interface (SPI) dsPIC30F Family Reference Manual," pp. 1-24.
- [90] "SPI Background ." [Online]. Available: <http://www.totalphase.com/support/articles/200349236-SPI-Background>. [Accessed: 30-Sep-2015].
- [91] "Key terms and rules to start a SPI driver." [Online]. Available: <https://eplauchu.wordpress.com/2013/01/03/kernel-fundamental-key-terms-to-start-a-spi-driver-serial-peripheral-driver/>. [Accessed: 30-Sep-2015].
- [92] "Bluetooth Basics ." [Online]. Available: <http://www.bluetooth.com/Pages/Basics.aspx>. [Accessed: 20-Mar-2015].
- [93] Bluetooth.org, "Bluetooth SIG," *Bluetooth.org*, 2013. [Online]. Available: <http://www.bluetooth.com/Pages/about-bluetooth-sig.aspx>. [Accessed: 20-Mar-2015].

- [94] "Bluetooth Low Energy ." [Online]. Available: <http://www.bluetooth.com/Pages/low-energy-tech-info.aspx>. [Accessed: 20-Mar-2015].
- [95] Texas Instruments, "CC2540/41 BLE Software Developer' s Guide," p. 57, 2013.
- [96] "BlackBerry 10 - Bluetooth LE primer for developers - BlackBerry Support Community Forums." [Online]. Available: <https://supportforums.blackberry.com/t5/Native-Development-Knowledge/BlackBerry-10-Bluetooth-LE-primer-for-developers/ta-p/2287377>. [Accessed: 30-Sep-2015].
- [97] Bluetooth Special Interest Group, "Specification of the Bluetooth System Covered Core Package Version 4.0," vol. 0, no. June, p. 2302, 2010.
- [98] "Introduction to Bluetooth Low Energy." [Online]. Available: <https://learn.adafruit.com/introduction-to-bluetooth-low-energy>. [Accessed: 30-Sep-2015].
- [99] "Bluetooth Low Energy Introduction." [Online]. Available: <http://mbientlab.com/blog/bluetooth-low-energy-introduction/>. [Accessed: 30-Sep-2015].
- [100] B. S. Specification and G. Schatz, "User Data Service," pp. 1-25, 2014.
- [101] "Port Expansion using SPI." [Online]. Available: <http://www.myamicus.co.uk/content.php?246-Port-Expansion-using-SPI>. [Accessed: 30-Sep-2015].
- [102] N. Semiconductor, "Creating Bluetooth Low Energy Applications Using nRF51822."

Anexos

Anexo I-Estudo de mercado dos Oxímetros de Pulso

Nome	Marca	Preço (€)	Bluetooth	SpO2 Range (%)	SpO2 Accuracy	PR Range (BPM)	Autonomia	Dimensões (mm)	Peso (g)	Temperatura de Operação (°C)	Imagem
Diagnostic™ 2100	ADC	60-95	Não	0-100	+/-2% @ 80-99%, +/-3% @ 70-80%	30-235	30h	58x32x34	50	5-40	
Onyx® Vantage 9590	Nonin	120-180	Não	0-100	+/-2% @ 70-100%	18-321	36h	55,9x33x32,3	60	-5-40	
Oxyi	Meditech		Não	0-99	+/-2% @ 70-100%	30-240	32h	58x32x30	50	5-40	
JB02017	GF	50-70	Não	0-100	+/-2% @ 80-99%, +/-3% @ 70-80%	30-235	-	60x35x36	50	5-40	
iSpO2	Masimo	120-200	Não	0-100	+/-2% @ 70-100%	25-240	-	-	63	-	
CMS50EW	Contec	100-150	Sim	0-100	+/-2% @ 70-100%	30-250	>500 Cargas e descarga	57x32x30	50	10-40	
Digit-3420	BCI	120-180	Não	0-99	+/-2% @ 70-100%	30-254	16h	43,3x57,2x38,1	85	0-55	
Onyx® II Model 9560	Nonin	230-350	Sim	0-100	+/-2% @ 70-100%	18-321	600 Spot-checks durante 6 meses	32,3x64x37,8	63	-5-40	

Anexo II-Lista de Requisitos do Protótipo

Não Funcionais (NF)

ID	Requisito	Interfere com
1	O sistema a desenvolver tem como objetivo a monitorização do nível de saturação do oxigénio no sangue. Este equipamento pode ser integrado num dispositivo portátil, capaz de monitorizar parâmetros vitais de um utilizador no seu ambiente preferido, ou poderá ser autónomo, funcionando com bateria própria.	–
2	Todas a mensagens e estruturas do sistema estarão em Inglês.	F1
3	O sistema será desenvolvido para PC, ficando a possibilidade de desenvolvimento de uma aplicação Android.	–
4	Todas as informações pessoais e dados recolhidos apenas poderão ser consultadas pelo utilizador ou pelas pessoas a quem o utilizador permita acesso.	–
5	O sistema destina-se a adultos, com peso > 40Kg. O local de utilização da sonda do sistema serão os dedos da mão.	–
6	O sistema deverá ser <i>user friendly</i> e de fácil interpretação e utilização (i.e. intuitivo).	–

Mecânica e Design (M&D)

ID	Requisito	Interfere com
2	O <i>hardware</i> do sistema será encastrado numa estrutura isoladora (IP 65), não inflamável. A estrutura é de ABS/PC com dimensões aproximadas de (70-90) mm x (70-90) mm x (40-60) mm.	I1
3	O módulo de oximetria deve ser robusto e capaz de resistir a pequenas quedas.	–

Autonomia e Consumo (A&C)

ID	Requisito	Interfere com
1	<i>Power Supply</i> do sistema será aproximadamente 5V/ 12V. (Valor a Confirmar).	–
2	O sistema deverá ser capaz de funcionar de forma autónoma durante 3 horas (mínimo).	–

Interfaces (I)

ID	Requisito	Interfere com
1	O sistema possui um botão (switch) on/off.	M&D1
2	O sistema possui uma entrada analógica para leitura de uma sonda de SpO2.	–
3	O sistema possui uma saída analógica, para transmissão dos valores medidos (%SpO2 e Beats per minute).	–
4	O sistema contém uma saída digital para controlo dos alarmes.	A&E1, A&E2
5	O sistema possui um bexeiro para emitir avisos sonoros	–
6	O dispositivo deve possuir capacidade de comunicação via Bluetooth e RS 232.	–

Funcionais (F)

ID	Requisito	Interfere com
1	O sistema deverá ter 2 alertas: 1- Se a sonda não estiver bem colocada, 2- Os valores medidos estão fora da gama aceitável.	A&E1, A&E2
2	O sistema proposto funciona sem perturbação do valor das suas entradas e saídas para valores de humidade relativa não condensante inferiores a 85%, para temperatura ambiente inferior a 40°C.	I2
3	Os valores são apresentados com uma casa decimal.	I3
4	O valor de precisão da medição de SpO2 é de $\pm 2\%$ (0-100%)	I2
5	As medições apenas serão precisas no intervalo de 30-245 bpm	I2
6	A periodicidade das medidas efectuadas é de 5 segundos.	–

Alarmes e Erros (A&E)

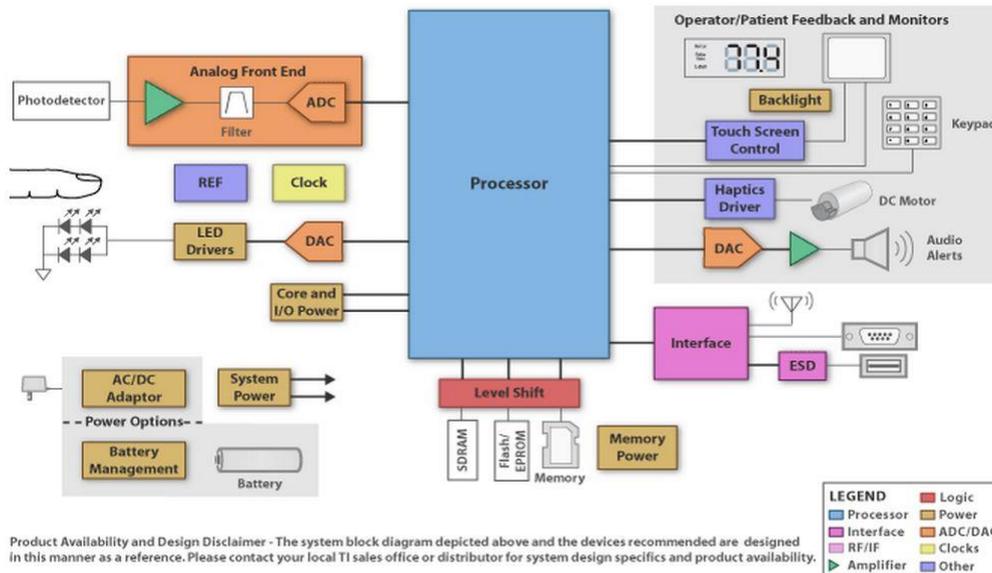
ID	Requisito	Interfere com
1	Sempre que a sonda estiver mal colocada, ou não estiver introduzida é mostrada uma mensagem de alarme no interface do utilizador. Esta mensagem é acompanhada por um apito sonoro que durará 30 segundos. A mensagem apresentada será: "Probe not connected"	14
2	Caso os valores estejam numa gama em que a saúde do utilizador esteja em risco, o alarme irá tocar continuamente, até os valores voltarem a uma gama aceitável. Além do alerta sonoro a seguinte mensagem será mostrada no interface do utilizador. "Alert! Patient requires immediate attention"	14

Normativos (N)

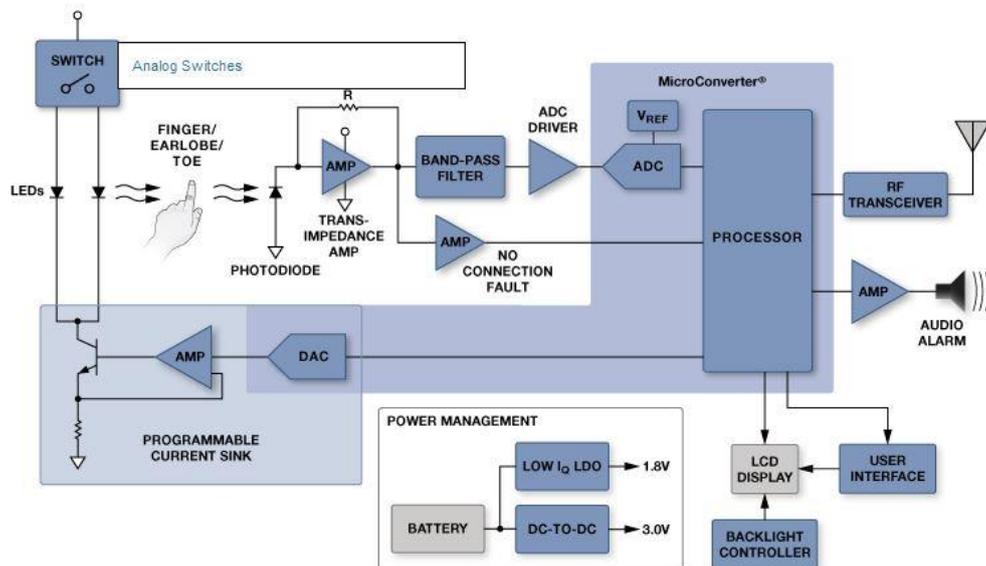
ID	Requisito	Interfere com
1	O design do hardware será feito de acordo com as seguintes normas e directivas: Medical Electrical Equipment: <ul style="list-style-type: none">o IEC 60601-1o IEC 60601-1-2	–

Anexo III-Soluções Integradas existentes no mercado

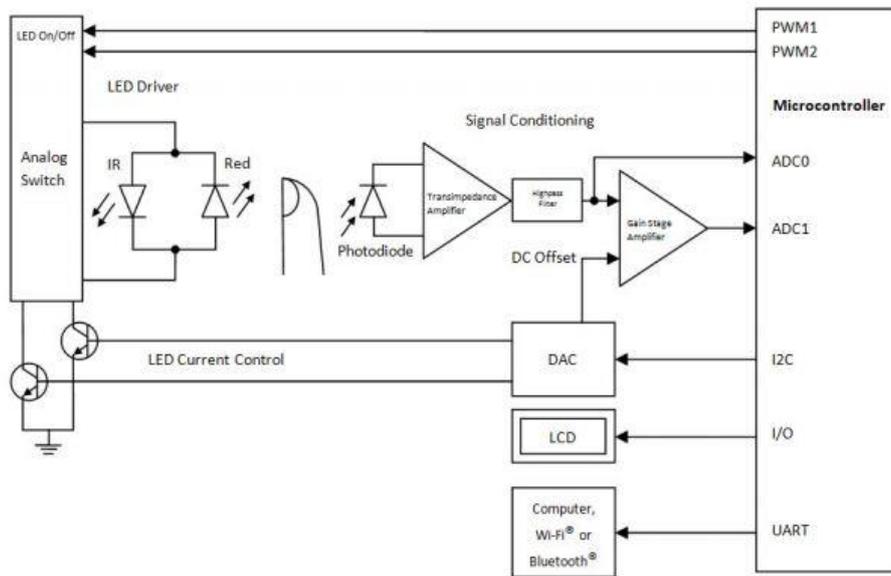
1) Texas Instruments - <http://www.ti.com/solution/pulse-oximetry-diagram>



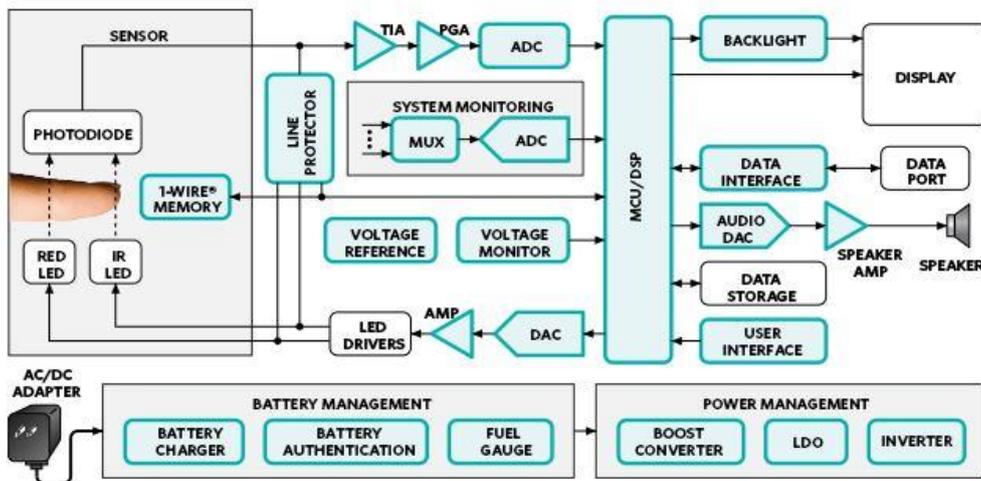
2) Analog Devices - <http://healthcare.analog.com/en/patient-monitoring/pulse-oximetry/segment/health.html>



3) Microchip - <http://www.microchip.com/pagehandler/en-us/products/medical/pulseoximeter.html/>

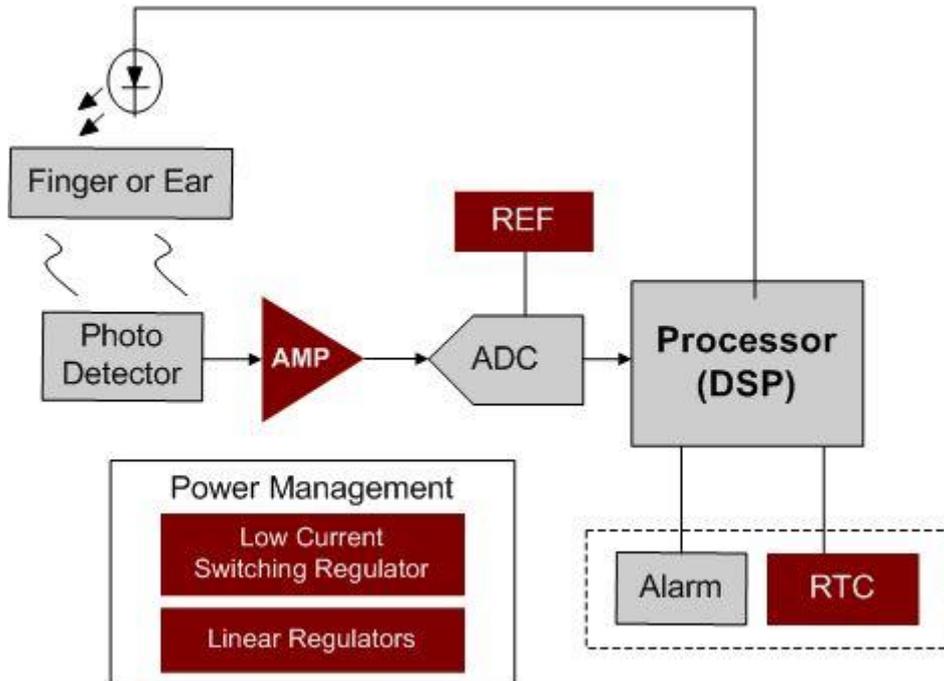


4) Maxim Integrated - <http://www.maximintegrated.com/app-notes/index.mvp/id/4671>



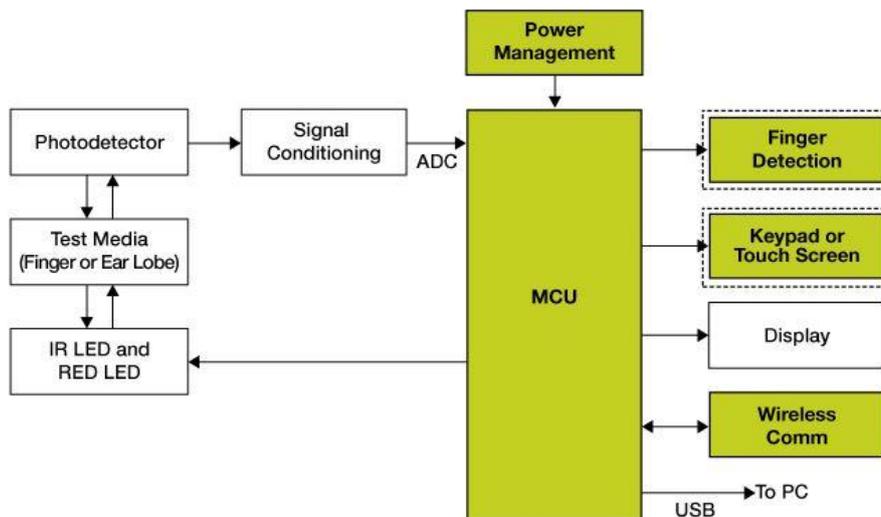
5) Intersil -

<http://www.intersil.com/content/intersil/en/applications/medical/sp02-pulse-oximetry.html>



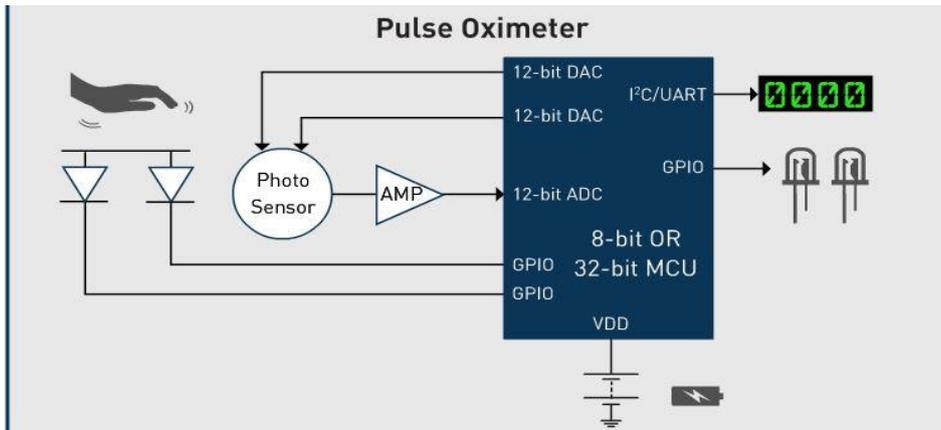
6) Freescale -

<http://www.freescale.com/webapp/sps/site/application.jsp?code=APLPOX>



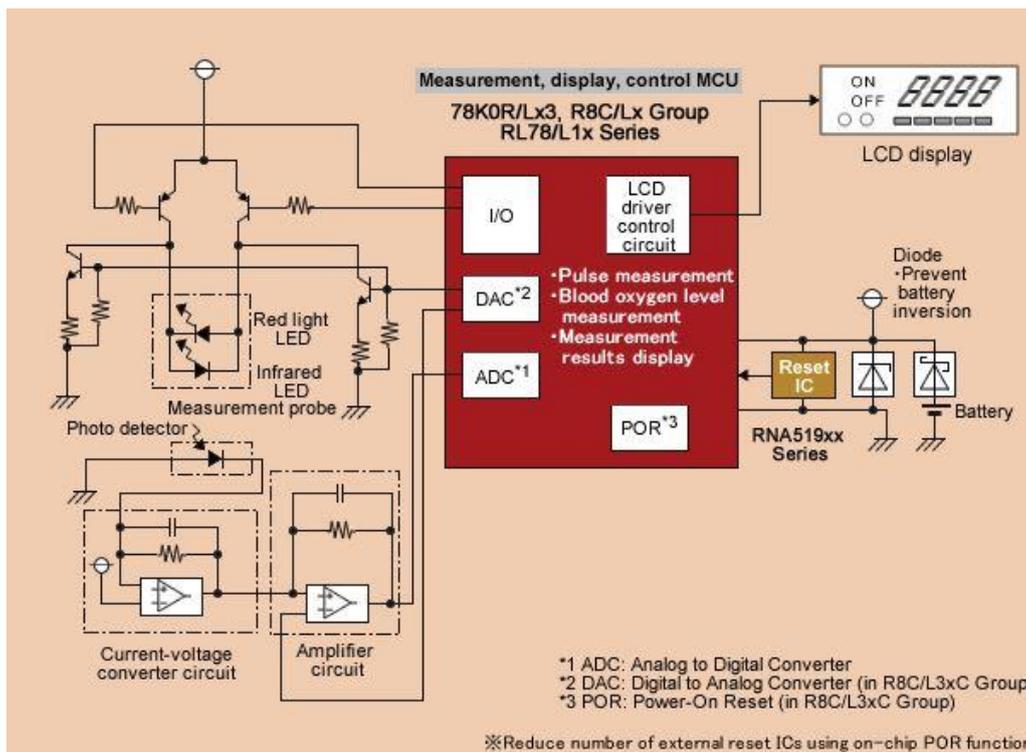
7) Silabs -

<http://www.silabs.com/applications/industrial/Pages/PulseOximeter.aspx>

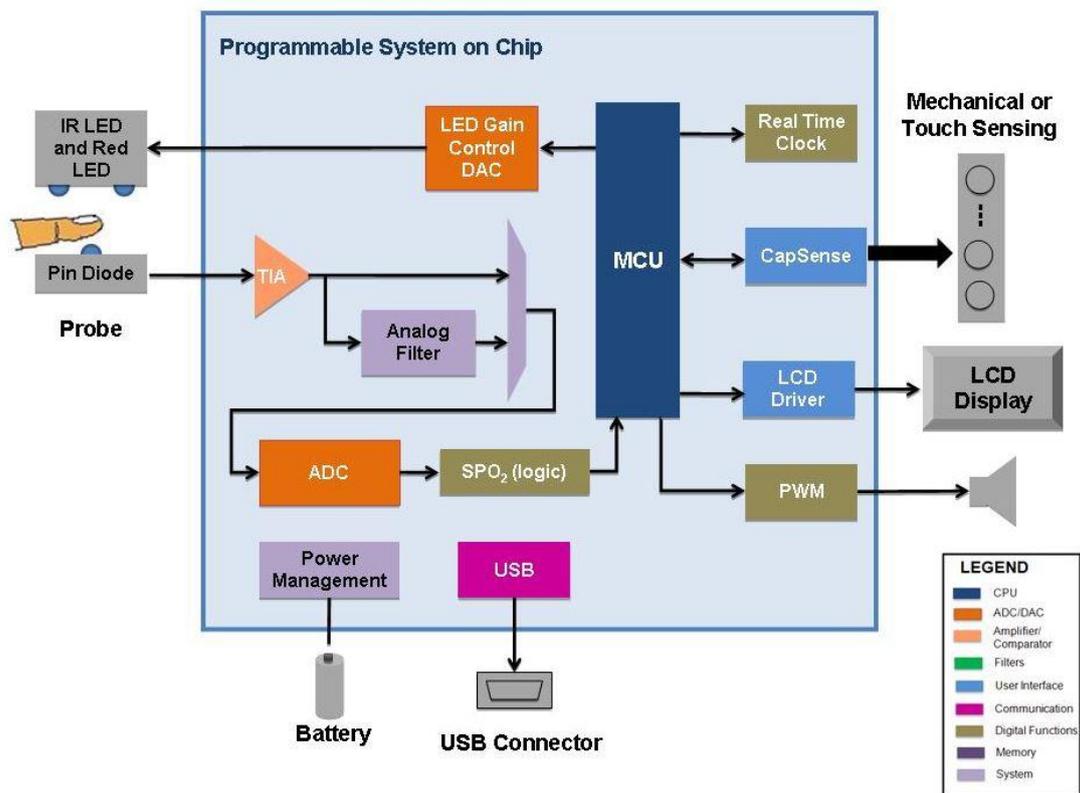


8) Renesas -

http://am.renesas.com/applications/healthcare/clinical/pulse_oximeter/index.jsp

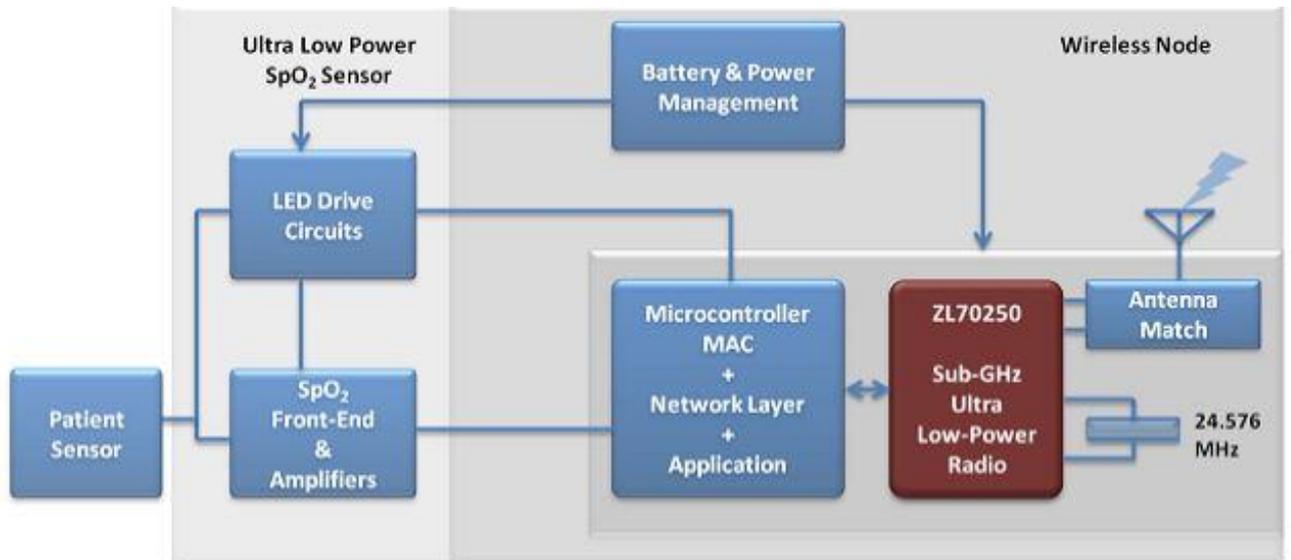


9) Cypress - <http://www.cypress.com/?rID=47829&source=header>



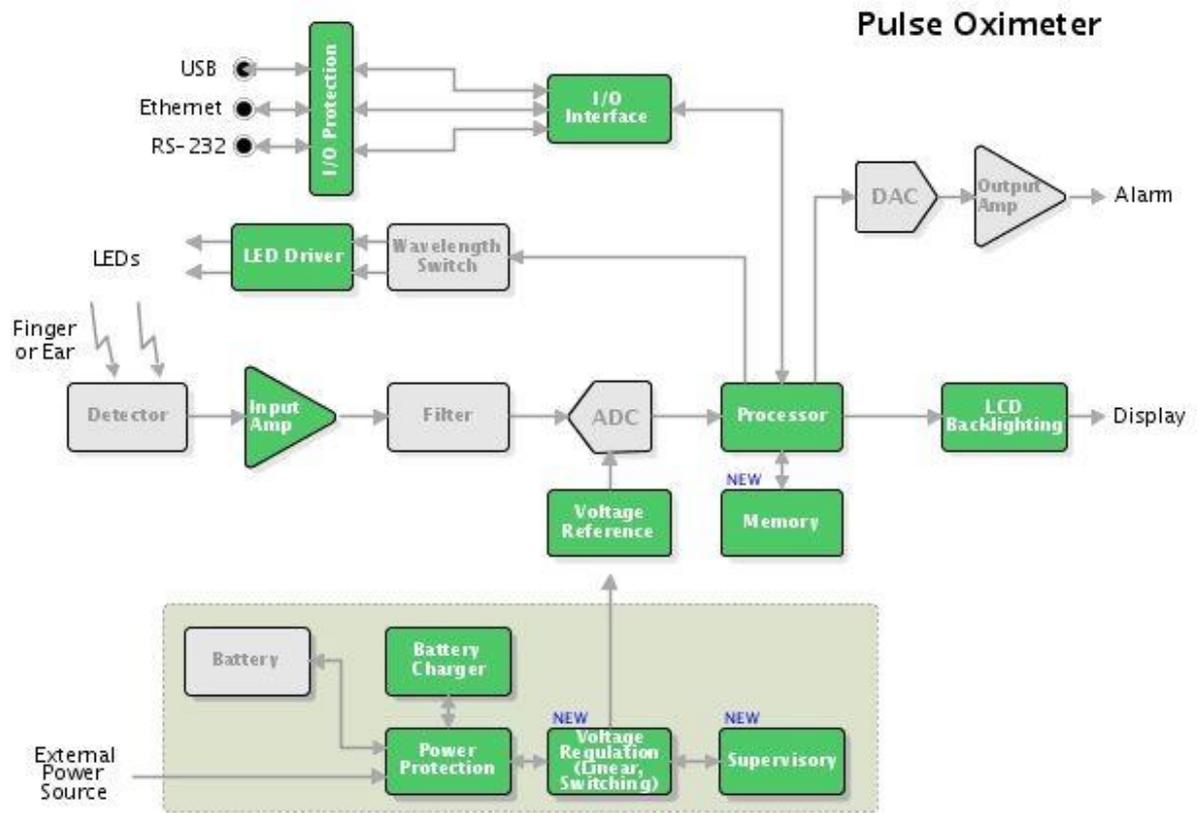
10) Microsemi -

<http://www.microsemi.com/applications/medical-wearable-wireless/diagnostics-spo2>

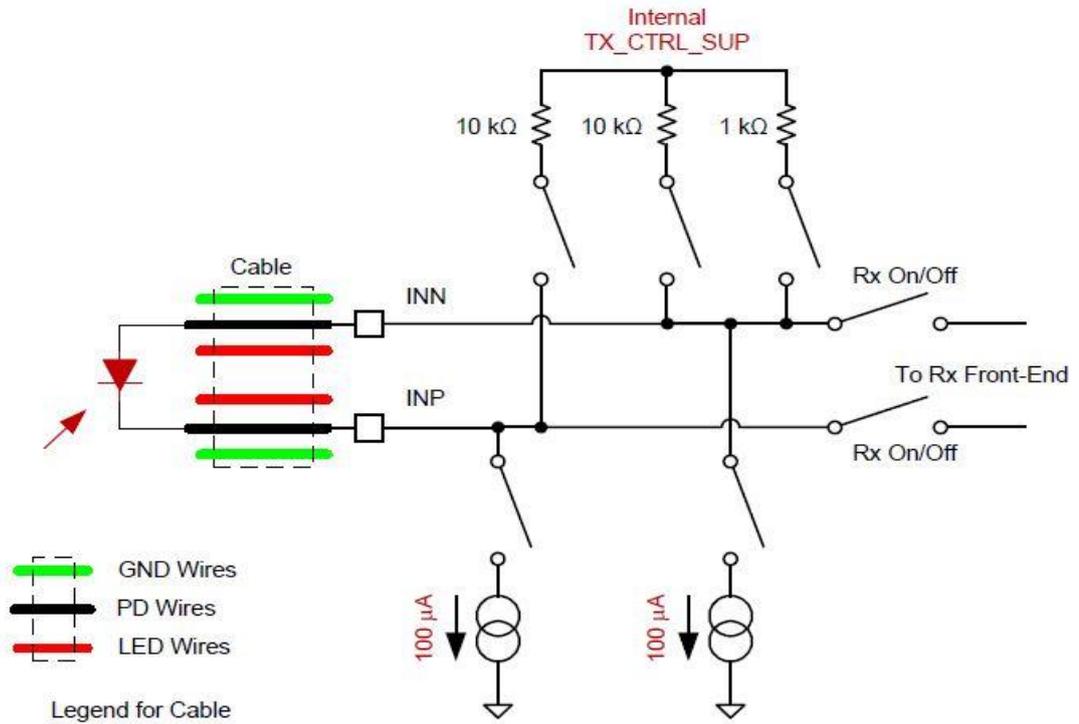


11) ON Semiconductor -

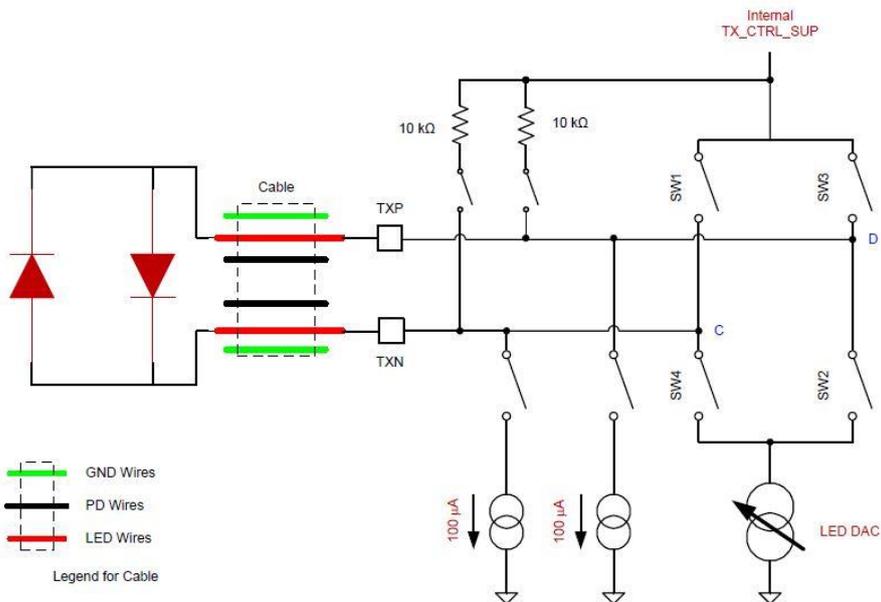
<http://www.onsemi.com/PowerSolutions/appDiagram.do?appId=824>



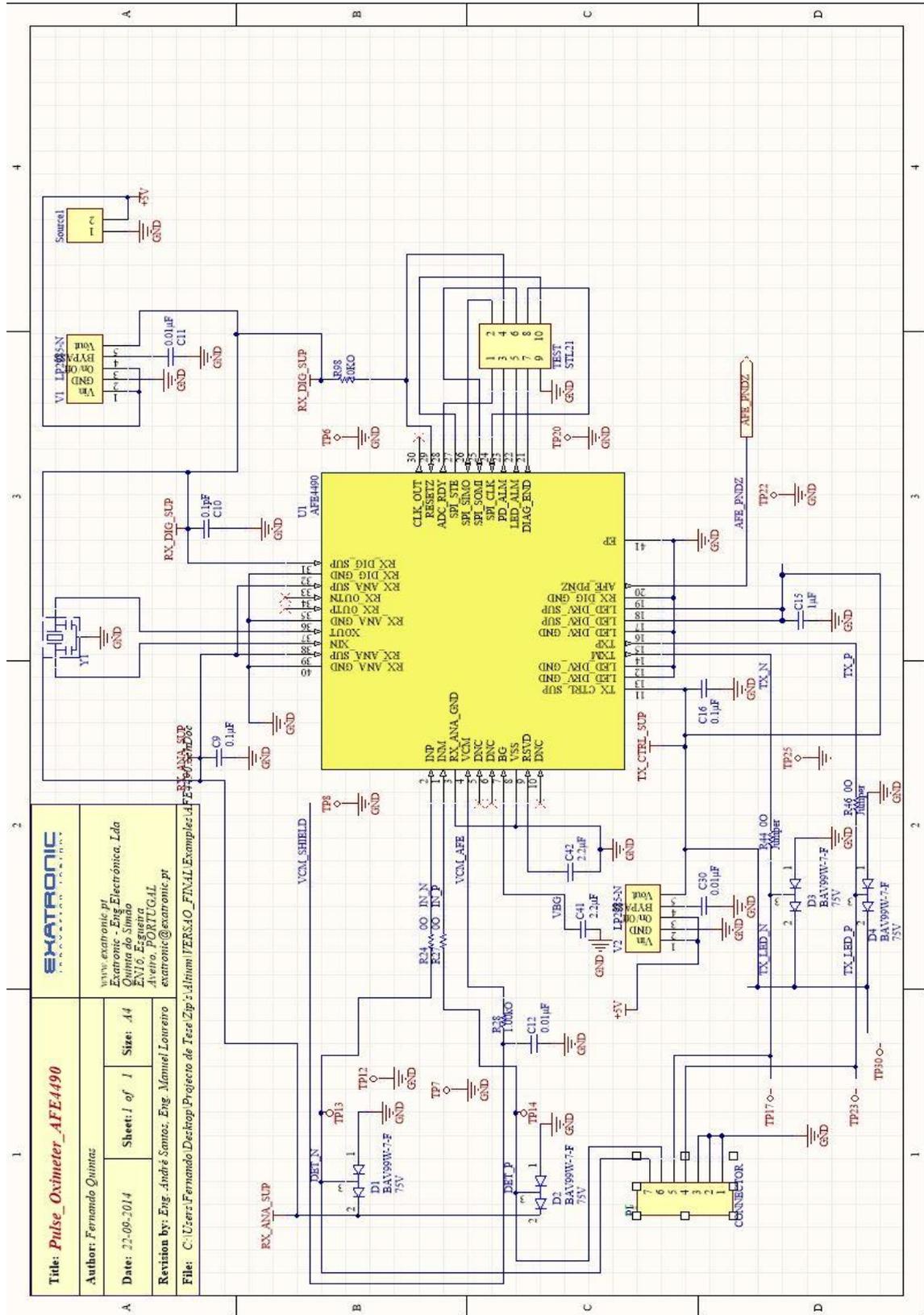
Anexo IV-Circuito do AFE4490 relativo ao diagnóstico do fotodíodo



Anexo V-Circuito do AFE4490 relativo ao diagnóstico do transmissor



Anexo VI-Esquemático do PCB com AFE4490 integrado



Anexo X-Lista de Dispositivos Compatíveis com *Bluetooth Smart Ready*



Manufacturer	Product Name	Type of Product
Apple	iPad (Air, Mini, 3 rd & 4 th gen)	Tablet
Apple	iPhone (6 Plus, 6, 5s, 5c, 5 & 4s)	Phone
Apple	iPod touch	Portable Media Player
Apple	MacBook Air	Laptop
Apple	MacBook Pro	Laptop
Apple	Mac mini	Computer
Apple	Apple TV	Smart TV console
Google	Nexus 5, Nexus 4	Phone
Google	Nexus 7, Nexus 10	Tablet
BlackBerry	Q5, Q10	Phone
BlackBerry	Z3, Z10, Z30	Phone
BlackBerry	Passport	Phone
BlackBerry	P9982, P9983	Phone
connectBlue	OBS421	Module
DISH	Hopper	DVR
DISH	Hopper with Sling	DVR
Fujitsu	Arrows	Tablet
Fujitsu	Lifebook Series	Laptop Tablet
Fujitsu	Stylistic Series	Laptop Tablet
HTC	Butterfly 2, S	Phone
HTC	Desire (510, 516, 601, 610, 616, 816, 820, eye)	Phone
HTC	One Series	Phone
Huawei	Ascend P7	Phone
LG	Optimus Exceed 2, Fuel, L35, L40, L65, L70, L80, L90, G, G Pro	Phone
LG	F60, F70, Realm, Tribute, Volt, VU 3.0	Phone
LG	G Series	Phone, Tablet
Microsoft	Surface	Tablet
Motorola	Droid RAZR, Ultra, Maxx, Mini	Phone
Motorola	Moto E, G, Luge, X	Phone
NEC	LaVie Series	Laptop
NEC	VersaPro Series	Laptop
Nokia	Lumia (525, 530, 620, 625, 630, 635, 720, 730, 735, 830, 930, Icon, 1320, 1520, 2520)	Phone
Panasonic	CF-LX3	Laptop
Pantech	Vega Secret UP	Phone
Samsung	All-In-One PC 700A3D	Laptop
Samsung	ATIV Smart PC	Laptop
Samsung	Galaxy Series	Phone
Sony	VAIO S Series	Laptop
Sony	Xperia Series	Phone, Tablet

*May vary by service provider or country

Anexo XI-Lista de Produtos compatíveis com *Bluetooth Smart*



Manufacturer	Product Name	Type of Product
Ace Sensor Inc.	Pally Smart Health Scale	Weight scale
Ace Sensor Inc.	Pally Smart Key Finder	Proximity sensor
Acon Biotech	On Call Bluetooth Adapter	Medial adapter
Adidas	MiCoach HRM	Heart rate monitor
Adidas	MiCoach SPEED_CELL	Sports tracker
Adidas	MiCoach X_CELL	Sports tracker
Adonit Corp.	Jot Script	Stylus
Adonit Corp.	Jot Touch	Stylus
Alatech Technology	CS010, CS009	Heart rate monitor
Albers Inc.	Item Finder/APP controller	Proximity sensor
Alutech Int'l Ltd.	W183	Heart rate monitor
BAC Track	BT-M5	Breathalyzer
BeetsBlu	BBHRM1	Heart rate monitor
Beurer GmbH	BF800	Body weight scale
Beurer GmbH	PM250	Heart rate monitor
BiiFit	HRM01	Heart rate monitor
BiiSafe	BiiSafe Buddy	Proximity sensor
Bluegiga Technologies	D112	USB dongle
Blue Bulb	Chameleon	LED light strip
BlueMaestro	Tempo	Thermometer
BlueMate	BR-101	Proximity sensor
Blue Leza	BLSFHR01	Heart rate monitor
BodyGauge	TMMB-1018B	Blood pressure monitor
Buffalo	Bluetooth Proximity Tag	Proximity sensor
Cardiofitness GbR	Brustgurt	Proximity Device
Casio	G-Shock GB-5600B, GB-6900, GB-6900B, GB-X6900	Smart watch
CCA Electronic Factory	RT-1201A	Mobile phone accessory
Chamberlain	MyQ	Garage door controller
Citizen	W760	Smart watch

connectBlue	OLS425, OLP425 Platform, OLS426	Module
ConnecteDevice	Cookoo, Cogito, Cogito Pop	Smart watch
Dayton	HRM	Heart rate monitor
Deltron Technology	iFound Key	Proximity sensor
Denso Corporation	KFDNX	Proximity sensor
Deep Freeze LLC	BlueTipz	Ice fishing sensor
EB Brands	Sportline SYNC 3015, 3016	Heart rate monitor
EB Brands	Sportline SYNC GPS 3010, 3011, 3012	Heart rate monitor
Echowell	BH20	Heart rate monitor
Echowell	BTR20	Cycling sensor
Efilliate	SB-01HE	Camera shutter remote
Elecom Co., Ltd	M-BT11BB	Mouse
Evluma	Area Max	LED outdoor light
FBSC	F-PLUG	Power consumption sensor
FiftyThree	Pencil	Stylus
Find My Car Smarter	Find My Car Smarter system	Proximity sensor
Fitbit, Inc.	Fitbit One	Fitness tracker
Fitbit, Inc.	Zip	Fitness tracker
Fitcrew	RUN 4.1	Treadmill
Fook Tin	Scale Pro Series	Body scale
Garmin	Fenix	GPS hiking watch
Geonaute	Geonaute	Heart rate monitor
GeoPalz	iBitz	Fitness Tracker
Gizmon	iCA Flash	Camera flash
Gpulse	BLE-HRM-100	Heart rate monitor
Gunitech	L012	LED light bulb
Health&Life	Blood Pressure Monitor	Blood pressure monitor
Health-O-Meter	Lose It! Bluetooth Scale	Body weight scale
Helios	Helios Bars	Smart bicycle bars
Hippih	HipKey	Proximity sensor
HoMedics	BPW-360BT, BPW-360BTSV	Blood pressure monitor
Huawei	MediaQ	Remote control
Huawei	RC310	Remote control
Humble	Humble	Proximity sensor
Icon Fitness	Speed Ring	Treadmill remote
Icon Fitness	Boston Marathon Treadmill	Treadmill
Icon Fitness	Pro-Form Spinner Bike	Spinning bike
iDevices LLC	iGrill mini, iGrill v2	Food thermometer
iDevices LLC	Kitchen Thermometer, Kitchen Thermometer mini	Food thermometer
IDT Technology Limited	BPU329	Blood pressure monitor
IDT Technology Limited	PE126 / PE128	Activity monitor
IDT Technology Limited	RA900 / SE900	Smart watch
IDT Technology Limited	SZ999	Heart rate monitor
iHealth Lab	GB5L	Wireless glucose monitoring system
iHealth Lab	HS4	Body scale
Improv Electronics	Boogle Board Sync 9.7	eWriter

InfoMotion Sports Technology	94Fifty Smart Sensor Basketball	Basketball
Isona Ltd.	AirSonea	Asthma monitoring device
iSport	C001	Heart rate monitor
iSport	W227	Cycling sensor
Joybien Technologies	CM101t, KF101t, KF101n	Proximity sensor
Joybien Technologies	DC101t	Gaming appcessory
Joybien Technologies	ES101t	Remote power supply
Joybien Technologies	GS201t	Bicycle lock/alarm
Joybien Technologies	LL101t	Dimmer lamp
Joybien Technologies	SD101t	Broadcaster
Joybien Technologies	TC101t / TC101n	Toy car
Joybien Technologies	TP101t	Tire pressure sensor
Joybien Technologies	TH101t	Toy helicopter
Kwikset	Kevo	Door lock
Latitude Limited	MapMyRun 3015	Heart rate monitor
Latitude Limited	Runtastic TD00290	Heart rate monitor
Leica Geosystems AG	Disto™ D510	Laser measure
LG	Onekey	Remote control
Logitech Corp.	BLE Tag LBT-VRU01	Mobile phone accessory
Lumoback	LUMOback	Posture sensor
Mad Catz, Inc.	R.A.T.M	Mouse
Mad Catz, Inc.	M.O.U.S.9	Mouse
Maytel	Smart Nudge	Proximity sensor
Maytronics	Dolphin	Pool cleaner
Meso International GmbH	BikeLogger	Cycling sensor
Mobile Action Technology	HRM-10	Heart rate monitor
Mobile Minds	Pebble	Heart rate monitor
Mobility Holdings, Ltd	BioLogic	Heart rate monitor
Motorola	MOTOACTV	Fitness tracker
National Electronics	Bluetooth 4.0 Chest Strap	Heart rate monitor
Newgen Medicals	NC-4924-875	Medical monitor
Newgen Medicals	NC-5666	Body scale
Nike	Hyperdunk+,	Wearable tech
Nike	LunarTR1+, Lunar Hyperworkout+	Wearable tech
Nonin Medical Inc.	3230	Finger pulse oximeter
Omron	Walk Scan	Posture Sensor
Oral-B	Smart Series	Toothbrush
Orb Information Technology	VoyagerBlue24	Proximity sensor
Organix Concept Ltd.	PR091	Fitness tracker
Ozaki Worldwide Ltd.	Fat Burn	Fitness tracker
Pafers Tech Co., Ltd.	HR-KIT	Heart rate monitor
Panasonic	GT-1830	Blood glucose monitor
Parrot	Flower Power	Plant monitor
Pear Sports	Pear Mobile	Heart rate monitor
Pebble Smart Keeper	PK-01	Proximity sensor
Polar	H7	Heart rate monitor
Polar	Loop	Fitness tracker

Anexo XII-Lista dos perfis GATT fornecidos pela Bluetooth SIG

GATT Based		Description
ANP	Alert Notification Profile	enables a client device to receive different types of alerts and event information, as well as information on the count of new alerts and unread items, which exist in the server device.
ANS	Alert Notification Service	exposes different types of alerts.
BAS	Battery Service	exposes the state of a battery within a device.
BLP	Blood Pressure Profile	enables a device to connect and interact with a Blood Pressure Sensor device for use in consumer and professional health care applications.
BLS	Blood Pressure Service	exposes blood pressure and other data from a blood pressure monitor for use in consumer and professional healthcare applications.
CTS	Current Time Service	defines how the current time can be exposed using the Generic Attribute Profile (GATT).
DIS	Device Information Service	exposes manufacturer information about a device.
FMP	Find Me Profile	defines the behavior when a button is pressed on one device to cause an alerting signal on a peer device.
HTP	Health Thermometer Profile	enables a Collector device to connect and interact with a Thermometer sensor for use in healthcare applications.
HRP	Heart Rate Profile	enables a Collector device to connect and interact with a Heart Rate Sensor for use in fitness applications.
HRS	Heart Rate Service	exposes heart rate and other data from a Heart Rate Sensor intended for fitness applications.
HIDS	HID Service	exposes HID reports and other HID data intended for HID Hosts and HID Devices.
HOGP	HID Over GATT Profile	defines how a device with <i>Bluetooth</i> low energy wireless communications can support HID services over the <i>Bluetooth</i> low energy protocol stack using the Generic Attribute Profile.
IAS	Immediate Alert Service	exposes a control point to allow a peer device to cause the device to immediately alert.
LLS	Link Loss Service	defines behavior when a link is lost between two devices.
NDCS	Next DST Change Service	defines how the information about an upcoming DST change can be exposed using the Generic Attribute Profile (GATT).
PASP	Phone Alert Status Profile	enables a PUID device to alert its user about the alert status of a phone connected to the PUID device.
PASS	Phone Alert Status Service	exposes the phone alert status when in a connection.
PXP	Proximity Profile	enables proximity monitoring between two devices.
RTUS	Reference Time Update Service	defines how a client can request an update from a reference time source from a time server using the Generic Attribute Profile (GATT).
ScPP	Scan Parameters Profile	defines how a Scan Client device with <i>Bluetooth</i> low energy wireless communications can write its scanning behavior to a Scan Server, and how a Scan Server can request updates of a Scan Client scanning behavior.
ScPS	Scan Parameters Service	enables a GATT Client to store the LE scan parameters it is using on a GATT Server device so that the GATT Server can utilize the information to adjust behavior to optimize power consumption and/or reconnection latency.
TIP	Time Profile	enables the device to get the date, time, time zone, and DST information and control the functions related the time.
TPS	Tx Power Service	exposes a device's current transmit power level when in a connection.

Anexo XIV-Tabela dos Atributos do perfil *SimpleBLEPeripheral*

SimpleBLEPeripheral: Complete attribute table				
Type (hex)	Type (#DEFINE)	Hex / Text Value (default)	GATT Server Permissions	Notes
0x2800	GATT_PRIMARY_SERVICE_UUID	0x1800 (GAP_SERVICE_UUID)	GATT_PERMIT_READ	Start of GAP Service (Mandatory)
0x2803	GATT_CHARACTER_UUID	02 (properties: read only) 03 00 (handle: 0x0003) 00 2A (UUID: 0x2A00)	GATT_PERMIT_READ	Device Name characteristic declaration
0x2A00	GAP_DEVICE_NAME_UUID	"Simple BLE Periphera"	GATT_PERMIT_READ	Device Name characteristic value
0x2803	GATT_CHARACTER_UUID	02 (properties: read only) 05 00 (handle: 0x0005) 01 2A (UUID: 0x2A01)	GATT_PERMIT_READ	Appearance characteristic declaration
0x2A01	GAP_APPEARANCE_UUID	0x0000	GATT_PERMIT_READ	Appearance characteristic value
0x2803	GATT_CHARACTER_UUID	0A (properties: read/write) 07 00 (handle: 0x0007) 02 2A (UUID: 0x2A02)	GATT_PERMIT_READ	Peripheral Privacy Flag characteristic declaration
0x2A02	GAP_PERI_PRIVACY_FLAG_UUID	0x00 (GAP_PRIVACY_DISABLED)	GATT_PERMIT_READ GATT_PERMIT_WRITE	Peripheral Privacy Flag characteristic value
0x2803	GATT_CHARACTER_UUID	0A (properties: read/write) 09 00 (handle: 0x0009) 03 2A (UUID: 0x2A03)	GATT_PERMIT_READ	Reconnection address characteristic declaration
0x2A03	GAP_RECONNECT_ADDR_UUID	00:00:00:00:00:00	GATT_PERMIT_READ GATT_PERMIT_WRITE	Reconnection address characteristic value
0x2803	GATT_CHARACTER_UUID	02 (properties: read only) 0B 00 (handle: 0x000B) 04 2A (UUID: 0x2A04)	GATT_PERMIT_READ	Peripheral Preferred Connection Parameters characteristic declaration
0x2A04	GAP_PERI_CONN_PARAM_UUID	50 00 (100ms preferred min connection interval) A0 00 (200ms preferred max connection interval) 00 00 (0 preferred slave latency)	GATT_PERMIT_READ	Peripheral Preferred Connection Parameters characteristic declaration
0x2800	GATT_PRIMARY_SERVICE_UUID	0x1801 (GATT_SERVICE_UUID)	GATT_PERMIT_READ	Start of GATT Service (mandatory)
0x2803	GATT_CHARACTER_UUID	20 (properties: indicate only) 0E 00 (handle: 0x000E) 05 2A (UUID: 0x2A05)	GATT_PERMIT_READ	Service Changed characteristic declaration
0x2A05	GATT_SERVICE_CHANGED_UUID	(null value)	(none)	Service Changed characteristic value
0x2902	GATT_CLIENT_CHAR_CFG_UUID	00:00	GATT_PERMIT_READ GATT_PERMIT_WRITE	Service Changed characteristic value
0x2800	GATT_PRIMARY_SERVICE_UUID	0x180A (DEVINFO_SERV_UUID)	GATT_PERMIT_READ	Start of Device Information Service
0x2803	GATT_CHARACTER_UUID	02 (read permissions) 12 00 (handle 0x0011) 23 2A (UUID 0x2A23)	GATT_PERMIT_READ	System ID characteristic declaration
0x2A23	DEVINFO_SYSTEM_ID_UUID	xx xx xx 00 00 xx xx xx (xx's are IEEE address)	GATT_PERMIT_READ	System ID
0x2803	GATT_CHARACTER_UUID	02 (read permissions) 13 00 (handle 0x0013) 24 2A (UUID 0x2A24)	GATT_PERMIT_READ	Model Number String characteristic declaration
0x2A24	DEVINFO_MODEL_NUMBER_UUID	"Model Number"	GATT_PERMIT_READ	Model Number String
0x2803	GATT_CHARACTER_UUID	02 (read permissions) 15 00 (handle 0x0015) 25 2A (UUID 0x2A25)	GATT_PERMIT_READ	Serial Number String characteristic declaration
0x2A25	DEVINFO_SERIAL_NUMBER_UUID	"Serial Number"	GATT_PERMIT_READ	Serial Number String
0x2803	GATT_CHARACTER_UUID	02 (read permissions) 17 00 (handle 0x0017) 26 2A (UUID 0x2A26)	GATT_PERMIT_READ	Firmware Revision String characteristic declaration
0x2A26	DEVINFO_FIRMWARE_REV_UUID	"Firmware Revision"	GATT_PERMIT_READ	Firmware Revision String
0x2803	GATT_CHARACTER_UUID	02 (read permissions) 19 00 (handle 0x0019) 27 2A (UUID 0x2A27)	GATT_PERMIT_READ	Hardware Revision String characteristic declaration
0x2A27	DEVINFO_HARDWARE_REV_UUID	"Hardware Revision"	GATT_PERMIT_READ	Hardware Revision String
0x2803	GATT_CHARACTER_UUID	02 (read permissions) 1B 00 (handle 0x001B) 28 2A (UUID 0x2A28)	GATT_PERMIT_READ	Software Revision String characteristic declaration
0x2A28	DEVINFO_SOFTWARE_REV_UUID	"Software Revision"	GATT_PERMIT_READ	Software Revision String
0x2803	GATT_CHARACTER_UUID	02 (read permissions) 1E 00 (handle 0x001E) 29 2A (UUID 0x2A29)	GATT_PERMIT_READ	Manufacturer Name String characteristic declaration
0x2A29	DEVINFO_MANUFACTURER_NAME_UUID	"Manufacturer Name"	GATT_PERMIT_READ	Manufacturer Name String
0x2803	GATT_CHARACTER_UUID	02 (read permissions) 1F 00 (handle 0x001F) 2A 2A (UUID 0x2A2A)	GATT_PERMIT_READ	IEEE 11073-20601 Regulatory Certification Data List characteristic declaration
0x2A2A	DEVINFO_11073_CERT_DATA_UUID	FE 00 65 78 70 65 72 69 6D 65 6E 74 61 6C	GATT_PERMIT_READ	IEEE 11073-20601 Regulatory Certification Data List

0x2B03	GATT_CHARACTER_UUID	22 00 (handle: 0x0022) 2A 2A (UUID: 0x2A2A)	GATT_PERMIT_READ	PnP ID characteristic declaration
0x2A50	DEVINFO_PNP_ID_UUID	FE 00 65 78 70 65 72 69 6D 65 6E 74 61 6C	GATT_PERMIT_READ	PnP ID
0x2B00	GATT_PRIMARY_SERVICE_UUID	0xFFFO (SIMPLEPROFILE_SERV_UUID)	GATT_PERMIT_READ	Start of Simple GATT Profile Service
0x2B03	GATT_CHARACTER_UUID	0A (properties: read/write) 25 00 (handle: 0x0025) F1 FF (UUID: 0xFFFF1)	GATT_PERMIT_READ	Characteristic 1 declaration
0xFFFF1	SIMPLEPROFILE_CHAR1_UUID	1 (1 byte)	GATT_PERMIT_READ	Characteristic 1 value
0x2901	GATT_CHAR_USER_DESC_UUID	*Characteristic 1* (17 bytes)	GATT_PERMIT_READ	Characteristic 1 user description
0x2B03	GATT_CHARACTER_UUID	02 (properties: read only) 28 00 (handle: 0x0028) F2 FF (UUID: 0xFFFF2)	GATT_PERMIT_READ	Characteristic 2 declaration
0xFFFF2	SIMPLEPROFILE_CHAR2_UUID	2 (1 byte)	GATT_PERMIT_READ	Characteristic 2 value
0x2901	GATT_CHAR_USER_DESC_UUID	*Characteristic 2* (17 bytes)	GATT_PERMIT_READ	Characteristic 2 user description
0x2B03	GATT_CHARACTER_UUID	08 (properties: write only) 2B 00 (handle: 0x002B) F3 FF (UUID: 0xFFFF3)	GATT_PERMIT_READ	Characteristic 3 declaration
0xFFFF3	SIMPLEPROFILE_CHAR3_UUID	3 (1 byte)	GATT_PERMIT_WRITE	Characteristic 3 value
0x2901	GATT_CHAR_USER_DESC_UUID	*Characteristic 3* (17 bytes)	GATT_PERMIT_READ	Characteristic 3 user description
0x2B03	GATT_CHARACTER_UUID	10 (properties: notify only) 2E 00 (handle: 0x002E) F4 FF (UUID: 0xFFFF4)	GATT_PERMIT_READ	Characteristic 4 declaration
0xFFFF4	SIMPLEPROFILE_CHAR4_UUID	4 (1 byte)	(none)	Characteristic 4 value
0x2902	GATT_CLIENT_CHAR_CFG_UUID	00:00 (2 bytes)	GATT_PERMIT_READ GATT_PERMIT_WRITE	Characteristic 4 configuration
0x2901	GATT_CHAR_USER_DESC_UUID	*Characteristic 4* (17 bytes)	GATT_PERMIT_READ	Characteristic 4 user description
0x2B03	GATT_CHARACTER_UUID	02 (properties: read only) 32 00 (handle: 0x0032) F5 FF (UUID: 0xFFFF5)	GATT_PERMIT_READ	Characteristic 5 declaration
0xFFFF5	SIMPLEPROFILE_CHAR5_UUID	01:02:03:04:05 (5 bytes)	GATT_PERMIT_READ GATT_PERMIT_WRITE	Characteristic 5 value
0x2901	GATT_CHAR_USER_DESC_UUID	*Characteristic 5* (17 bytes)	GATT_PERMIT_READ	Characteristic 5 user description
0x2B00	GATT_PRIMARY_SERVICE_UUID	0xFFE0 (SK_SERVICE_UUID)	GATT_PERMIT_READ	Start of Simple Keys Service
0x2B03	GATT_CHARACTER_UUID	10 (properties: notify only) 36 00 (handle: 0x0036) E1 FF (UUID: 0xFFE1)	GATT_PERMIT_READ	Key Press State characteristic declaration
0xFFE1	SK_KEYPRESSED_UUID	0 (1 byte)	(none)	Key Press State characteristic value
0x2902	GATT_CLIENT_CHAR_CFG_UUID	00:00 (2 bytes)	GATT_PERMIT_READ GATT_PERMIT_WRITE	Key Press State characteristic configuration
0x2901	GATT_CHAR_USER_DESC_UUID	*Key Press State* (16 bytes)	GATT_PERMIT_READ	Key Press State characteristic user description

CC2540-DK-MINI | keyboard only