



FCTUC FACULDADE DE CIÊNCIAS
E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE DE COIMBRA

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

Miniaturização de dispositivo de ECG Autónomo, com comunicação sem fios

por

Pedro Marques

Supervisores:

Pedro do Mar, Exatronic, Engenharia Electrónica, Lda.

Prof. Carlos Correia, Universidade de Coimbra

Óscar Pereira, Engenharia Electrónica, Lda.

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

Coimbra, 2016

Este projeto foi desenvolvido em colaboração com:

EXATRONIC

AVEIRO, PORTUGAL



DEPARTAMENTO DE FÍSICA, UNIVERSIDADE DE
COIMBRA
COIMBRA, PORTUGAL

Esta cópia da dissertação é fornecida na condição de que quem a consulta reconhece que os direitos de autor são pertença do autor da dissertação e que nenhuma citação ou informação obtida a partir dela pode ser publicada sem a referência apropriada.

This copy of the thesis has been supplied on condition that anyone who consults it is understood to recognize that its copyright rests with its author and that no quotation from the thesis and no information derived from it may be published without proper acknowledgement

Ao meu Avô Quim...

Agradecimentos

Antes de dar início a esta dissertação que corresponde ao culminar da minha carreira académica, gostava de dar uma palavra de apreço a todos os que de alguma forma passaram por este percurso, que passou sem quase dar conta.

Quero começar por agradecer à coordenação do Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica, especificamente ao Professor Miguel Morgado, por todo o apoio e toda a disponibilidade que apresentou ao longo de todo este projeto de mestrado, e não só.

Ao professor Carlos Correia, pela orientação, pelo conhecimento partilhado, pela humildade e vontade de levar este projeto a bom porto. Aproveito para agradecer também ao Doutor Mesquita Bastos, Presidente da Sociedade Portuguesa de Hipertensão, pelo tempo investido neste projeto, pelas críticas construtivas e pela disponibilidade para trabalhar com estudantes, apoiando e permitindo que projetos como este possam evoluir.

Um grande obrigado à Exatronic pela oportunidade, ao André Santos pela integração na Exatronic e pelo apoio dado no início do projeto, ao Pedro do Mar e ao Manuel Loureiro por todas as críticas e sugestões construtivas. Um especial obrigado ao Óscar Pereira por todo o apoio técnico, visão, experiência partilhada e em particular pelo método de orientação aplicado que me permitiu uma melhor e mais eficaz aprendizagem. A todos os meus atuais colegas do C&D, um grande obrigado por todo o apoio e sugestões dadas.

Não sei bem por onde começar, pois existe tanta coisa que poderia agradecer. No entanto, obrigado à Daniela por me apoiar durante todos estes anos, por me motivar, por ser um exemplo para mim quer como estudante quer como pessoa. Quero agradecer em particular por todas aquelas vezes em que ficou ao meu lado enquanto eu estudava, para me tirar dúvidas, caso eu precisasse. Obrigado por me ter acompanhado nos bons e nos maus momentos de todo este percurso.

Obrigado a todos os meus amigos da UC, ao Duplex e ao Agregado por todos os momentos partilhados, principalmente ao longo destes 5 anos, quer em Coimbra, quer em Aveiro. Um especial obrigado à Inês por me ouvir e principalmente por me entender.

Para finalizar, quero deixar o maior e mais especial agradecimento a toda a minha família. Aos meus pais por toda a confiança depositada em mim, por todo o sacrifício para que este sonho, que partilham comigo, se concretizasse e pelo abrigo que procuro semana após semana. Obrigado à minha avózinha pelas palavras motivadoras e pelo gosto e interesse na minha vida académica e profissional. Ao meu irmão, João, simplesmente por tudo, mas principalmente por ser um ídolo e fonte de motivação e vontade de dia após dia, querer alcançar mais. Sem o vosso apoio, nada disto seria possível, por isso: Um grande obrigado a todos!

"It had long since come to my attention that people of accomplishment rarely sat back and let things happen to them. They went out and happened to things."

Leonardo Da Vinci

Resumo

As doenças cardiovasculares são há muitos anos a principal causa de morte em Portugal. Esse fator, juntamente com o aumento da esperança média de vida verificada na sociedade atual e com as limitações das infraestruturas de saúde, levam ao crescimento de soluções baseadas em Ambient Assisted Living (AAL). O uso de dispositivos móveis facilita bastante a monitorização e diagnóstico de diversos índices orgânicos. Estes fatores originaram este projeto, que passa pelo desenvolvimento de um dispositivo portátil de eletrocardiograma (ECG) com comunicação sem-fios para monitorização em tempo-real do paciente ou para realização de exames Holter de 3 canais.

Esta dissertação descreve detalhadamente as fases percorridas para o desenvolvimento do produto acima referido, incluindo o estudo do Estado de Arte, a elaboração de toda a eletrónica, a sua programação e por fim os testes realizados ao sistema. Recorreu-se, neste projeto, a um circuito integrado da Texas Instruments, o ADS1293, que possui 3 conversores Analógico-digitais (ADC), permitindo assim a recolha de pelo menos 3 derivações em simultâneo recorrendo a 5 elétrodos. A placa é composta por um leitor de cartões de memória (micro SD) para guardar os dados do Holter, um microcontrolador Atxmega128A3U para o processamento/reencaminhamento dos dados recolhidos e um módulo Bluetooth Low Energy da Microchip (RN4020) que permite o envio dos dados para um dispositivo móvel para visualização em tempo-real.

As características fundamentais do produto são a portabilidade, a comunicação sem-fios e a autonomia. Desenvolveu-se uma aplicação para Android que permite a visualização dos dados em tempo-real, assim como um software em Matlab que permite a visualização dos dados gravados no cartão micro SD.

Palavras-Chave: *Eletrocardiograma (ECG), Dispositivos Médicos, Ambient Assisted Living (AAL), ADS1293, Printed Circuit Board (PCB), ATXmega 128, Hardware, microSD, Bluetooth Low Energy, Altium Designer, Firmware, Linguagem C, Aquisicao de Sinal, Serial Peripheral Interface (SPI), Linguagem C#, Android, iOS, Arritmias.*

Abstract

For many years, cardiovascular diseases have been the leading cause of death in Portugal. This, alongside with the increase in average life expectancy during the last decades and the limitations of health infrastructure, lead to the growth of solutions based on Ambient Assisted Living (AAL). The use of mobile devices eases the monitoring and diagnosis of various organic parameters. These factors raised this project, which is based on developing a portable electrocardiogram device (ECG) with wireless communication for real-time monitoring or to perform 3 channel Holters.

This thesis describes the steps covered for the development of the said product, these processes include the study of the state of art, the design of all the electronics, the device programming and at least, but not at last, the tests that were realized to the system. An integrated circuit from Texas Instruments, the ADS1293, which has three analog-digital converters (ADC) was used. The board is composed of a memory card reader (Micro SD) to store Holter data, a Atxmega128A3U microcontroller to process the retrieved data and a Bluetooth Low Energy module from Microchip (RN4020) that sends all the data to a mobile device for real-time visualization.

The key features of the product are portability, wireless communication and autonomy. An Android app was developed to allow the visualization of data in real-time as well as a Matlab software that plots the data stored in the micro SD card.

Keywords: *Electrocardiogram (ECG), Medical Devices, Ambient Assisted Living (AAL), ADS1293, Printed Circuit Board (PCB), ATXmega128, hardware, microSD, Bluetooth Low Energy, Altium Designer, Firmware, C, Signal Acquisition, Serial Peripheral Interface (SPI), C#, Android, iOS, arrhythmias.*

Acrónimos

| | |
|-------------|---|
| AAL | A mbient A ssisted L iving |
| ADC | A nalog-to- D igital C onverter |
| AFE | A nalog F ront E nd |
| AV | A uriculo V entricular |
| BLE | B luetooth L ow E nergy |
| BSS | B asic S ervice S et |
| CAD | C omputer A ided D esign |
| CMRR | C ommon- M ode R ejection R atio |
| CRC | C yclic R edundancy C heck |
| DAC | D igital-to- A nalog C onverter |
| ECG | E letr C ardio G rama |
| EDR | E nhanced D ata R ate |
| EMI | E lectro M agnetic I nterference |
| ESS | E xtended S ervice S et |
| IA | I nstrumentation A mplifier |
| IEEE | I nstitute of E lectrical and E lectronics E ngineers |
| ISM | I ndustrial, S cientific and M edical |
| LA | L eft A rm |
| LCD | L iquid- C rystal D isplay |
| LL | L eft L eg |
| MCU | M icro C ontroller U nit |
| NFC | N ear F ield C ommunication |
| PCB | P rinted C ircuit B oard |
| PME | P equenas e M édias E mpresas |

| | |
|-------------|---|
| RA | R ight A rm |
| RF | R adio F requency |
| RL | R ight L eg |
| SA | S ino A uricular |
| SDM | S igma- D elta M odulator |
| TFT | T hin- F ilm- T ransistor |
| TI | T exas I nstruments |
| UC | U niversidade de C oimbra |
| WCT | W ilson C entral T erminal |
| WLAN | W ireless L ocal A rea N etwork |
| WEP | W ired E quivalent P rivacy |
| WPA | W i- F i P rotected A ccess |

Lista de Figuras

| | | |
|------|--|----|
| 1.1 | Esperança média de vida à nascença, por região entre 1950 e 2050. | 4 |
| 1.2 | Pirâmide etária em Portugal para 2013 (estimativa), 2035 e 2060 (projeções). | 5 |
| 1.3 | Percentagem de óbitos pelas principais causas de morte entre 1988 e 2012. | 6 |
| 1.4 | Representação gráfica de um eletrocardiograma. | 7 |
| 1.5 | Etapas do Projeto. | 8 |
| 1.6 | Diagrama de Gantt. | 10 |
| 1.7 | Medcorplive. | 12 |
| 2.1 | Anatomia do coração. | 17 |
| 2.2 | Sistema de condução elétrica do coração. | 18 |
| 2.3 | Potencial de Ação normal resultante de uma célula ventricular do miocárdio. | 19 |
| 2.4 | Onda normal de um ECG. | 20 |
| 2.5 | Representação de um ciclo cardíaco e correspondente sinal de ECG. | 21 |
| 2.6 | Campo elétrico do dipolo numa célula miocárdica numa frente de despolarização, onde V_m é o potencial transmembranar. | 22 |
| 2.7 | Modelo idealizado do tronco esférico com a fonte cardíaca centralmente posicionada. | 23 |
| 2.8 | Esquema de vetores essenciais ao cálculo da diferença de potencial entre dois pontos à superfície do corpo. | 25 |
| 2.9 | Trajetória de um vetor cardíaco normal. | 26 |
| 2.10 | Triângulo de Einthoven e geometrias das derivações I, II e III. | 27 |
| 2.11 | Eléctrodo Ag/AgCl mais usado em ECG. | 29 |
| 2.12 | Posicionamento correto dos eléctrodos aquando da realização de um ECG. | 30 |
| 2.13 | Dispositivo ECG de 1 canal com ecrã TFT tátil que permite a visualização em tempo real de sinais adquiridos com 12 eléctrodos. | 31 |
| 2.14 | <i>MyECG E3-80</i> , dispositivo ECG portátil de 3 canais com ecrã para visualização em tempo real dos sinais adquiridos. | 32 |
| 2.15 | Hardware do Alive Bluetooth Heart & Activity Monitor. | 33 |
| 2.16 | Visualização dos dados obtidos com o <i>Alive Bluetooth Heart & Activity Monitor</i> | 34 |
| 2.17 | <i>BioPatchTM</i> | 35 |
| 2.18 | Esquema da transmissão dos dados recolhidos com o <i>BioPatchTM</i> | 35 |

| | | |
|------|---|-----|
| 2.19 | <i>H7 Heart Rate Sensor</i> | 36 |
| 2.20 | <i>HeartCheckTM Pen</i> | 37 |
| 3.1 | Processamento de sinal feito analogicamente (esquerda) e digitalmente (direita). | 44 |
| 3.2 | Representação gráfica de um <i>Analog Front End</i> (com amostragem sequencial) típico para um ECG. | 45 |
| 3.3 | Montagem típica de um amplificador de instrumentação. | 47 |
| 3.4 | Representação gráfica dos 4 tipos de filtros ideais, sendo A - passa-baixo, B - passa-alto, C - passa-banda, D - <i>notch</i> | 48 |
| 3.5 | Representação de um filtro passa-baixo real. | 49 |
| 3.6 | Sinal com ADC de baixa resolução (esquerda) e alta resolução (direita). | 50 |
| 3.7 | Amostragem simultânea usando um AFE da Texas Instruments (ADS1278). | 51 |
| 3.8 | Amostragem sequencial usando um AFE da Texas Instruments (ADS1258). | 51 |
| 3.9 | Exemplo de um circuito de Right Leg Drive. | 52 |
| 3.10 | Diagrama de blocos do circuito integrado ADS1293. | 54 |
| 3.11 | Configuração dos pinos do chip ADS1293. | 55 |
| 3.12 | Wilson Reference Generator Circuit. | 57 |
| 3.13 | Exa4Life ECG Monitor desenvolvido por David Bento. | 59 |
| 3.14 | Software de visualização do sinal ECG em tempo real. | 60 |
| 4.1 | <i>Piconet</i> de operação única(a), <i>Piconet</i> de múltiplas operações(b), Operação <i>scatternet</i> (c). | 67 |
| 4.2 | Tipos de tecnologia Bluetooth. | 69 |
| 6.1 | Diagrama de Blocos de Hardware. | 84 |
| 6.2 | PCB desenvolvida para o projeto. | 86 |
| 6.3 | Filtro Passa-Baixo aplicado às entradas diferenciais. | 87 |
| 6.4 | Configuração usada no ADS1293. | 88 |
| 6.5 | Circuito de <i>Debounce</i> colocado em série com os botões. | 89 |
| 6.6 | Configuração do header de Programação do MCU. | 89 |
| 7.1 | Ligações entre os sistemas de hardware. | 96 |
| 7.2 | Funcionamento do protocolo SPI. | 97 |
| 7.3 | Funcionamento do protocolo SPI para o ADS1293. | 98 |
| 7.4 | SINC Filters do ADS1293. | 98 |
| 7.5 | Função usada para configurar o ADS1293. | 99 |
| 7.6 | Funções disponíveis na biblioteca do FatFs. | 100 |
| 7.7 | Ligação sugerida para o RN4020. | 101 |
| 7.8 | Função usada para configurar o RN4020. | 102 |
| 7.9 | Layout do programa MatLab com código usado para apresentação do gráfico dos dados recolhidos em modo Holter. | 103 |
| 7.10 | Representação gráfica gerada pelo programa Exa4Life ECG Software. | 103 |

| | | |
|------|---|-----|
| 8.1 | Representação do sistema desenvolvido com o cabo de elétrodos. . . | 106 |
| 8.2 | Representação Fluke ESA 620 a gerar um sinal ECG de 60bpm. . . | 107 |
| 8.3 | Representação gráfica de um sinal triangular gerado pelo Fluke ESA 620. | 108 |
| 8.4 | Representação gráfica de um sinal quadrado gerado pelo Fluke ESA 620. | 108 |
| 8.5 | Representação gráfica de um sinal ECG de 60 bpm gerado pelo Fluke ESA 620. | 109 |
| 8.6 | Representação gráfica de um sinal ECG de 120 bpm gerado pelo Fluke ESA 620. | 110 |
| 8.7 | Representação gráfica de um sinal ECG de 10s do indivíduo A. . . . | 111 |
| 8.8 | Representação gráfica de um sinal ECG de 60s do indivíduo A. . . . | 111 |
| 8.9 | Representação gráfica de um sinal ECG de 60s do indivíduo B. . . . | 112 |
| 8.10 | Representação gráfica de um sinal ECG de 40s do indivíduo C. . . . | 113 |
| 8.11 | Consumo elétrico medio do sistema desenvolvido em stand-by. . . . | 114 |
| 8.12 | Consumo elétrico medio do sistema desenvolvido em modo Holter. . . | 114 |
| 8.13 | Consumo elétrico médio do sistema desenvolvido em modo Bluetooth. . | 115 |
| | | |
| A.1 | Esquemático de ligações entre cada parte do sistema. | 130 |
| A.2 | Esquemático de ligações da parte da alimentação. | 130 |
| A.3 | Esquemático de ligações da parte do controlo. | 131 |
| A.4 | Esquemático de ligações da parte da conversão (ADS1293). | 131 |
| A.5 | Esquemático de ligações da parte da comunicação (RN4020). | 132 |
| A.6 | Esquemático de ligações da parte do armazenamento (micro SD). . . | 132 |
| A.7 | Esquemático de ligações da parte da memória (SRAM). | 133 |
| | | |
| B.1 | Representação Gráfica da Top Layer da PCB desenvolvida. | 136 |
| B.2 | Representação Gráfica da Bottom Layer da PCB desenvolvida. . . . | 137 |
| B.3 | Representação Gráfica em 3D da PCB desenvolvida. | 138 |

Lista de Tabelas

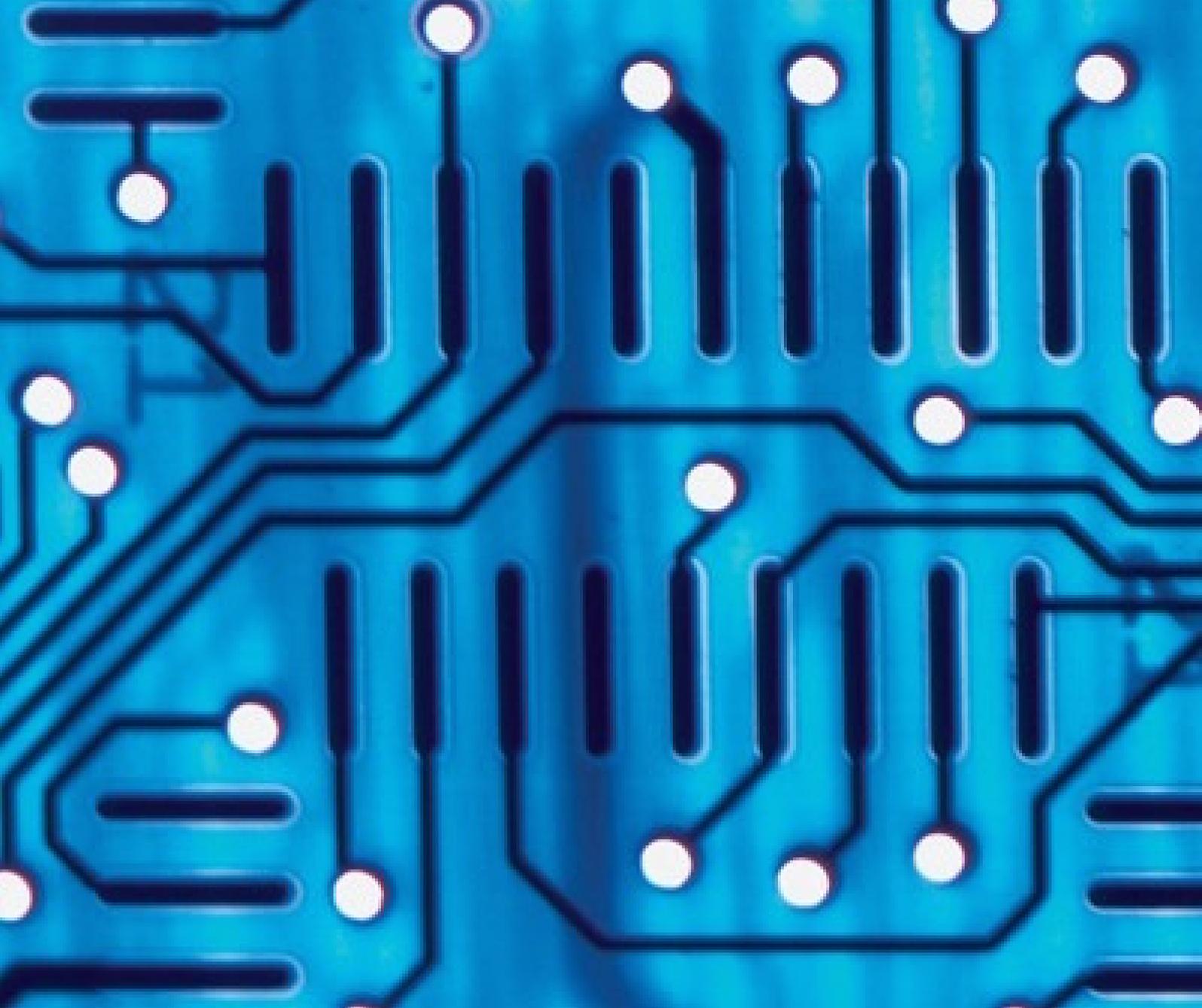
| | | |
|-----|---|-----|
| 1.1 | Intervenientes no projeto. | 3 |
| 1.2 | Competências desenvolvidas ao longo do projeto | 11 |
| 2.1 | Comparação entre produtos semelhantes já existentes no mercado. | 38 |
| 3.1 | Exemplos de amplificadores operacionais existentes no mercado (Texas Instruments). | 46 |
| 3.2 | Exemplos de amplificadores de instrumentação existentes no mercado (Texas Instruments). | 47 |
| 3.3 | Exemplos de AFE da Texas Instruments desenvolvidos especificamente para aplicações em instrumentação médica e medição de biopotenciais. | 53 |
| 3.4 | Nome e Função dos pinos do IC ADS1293 | 56 |
| 4.1 | Características das diferentes versões de Wi-Fi existentes. | 65 |
| 4.2 | Classificação do Bluetooth segundo a potência máxima e o alcance máximo. | 68 |
| 4.3 | Comparação entre os protocolos de comunicação estudados. | 71 |
| 4.4 | Exemplos de módulos Bluetooth existentes no mercado. | 72 |
| 5.1 | Requisitos do Sistema - Funcionais. | 77 |
| 5.2 | Requisitos do Sistema - Interfaces. | 78 |
| 5.3 | Requisitos do Sistema - Autonomia e Consumo. | 78 |
| 5.4 | Requisitos do Sistema - Mecânica e Design. | 79 |
| 5.5 | Requisitos do Sistema - Alarmes e Erros. | 79 |
| 5.6 | Requisitos do Sistema - Normativos. | 79 |
| 5.7 | Requisitos do Sistema - Não Funcionais. | 80 |
| 8.1 | Ritmos Cardíacos esperados vs obtidos. | 110 |

Conteúdo

| | |
|---|--------------|
| Agradecimentos | ix |
| Resumo | xiii |
| Abstract | xv |
| Acrónimos | xvii |
| Lista de Figuras | xix |
| Lista de Tabelas | xxiii |
| Índice de Conteúdos | xxv |
| 1 Introdução | 1 |
| 1.1 Âmbito | 3 |
| 1.2 Enquadramento | 3 |
| 1.2.1 Demografia e Evolução Social | 4 |
| 1.2.2 Doenças Cardiovasculares | 5 |
| 1.2.3 Eletrocardiograma | 6 |
| 1.3 Objetivos e Planeamento do Projeto | 8 |
| 1.4 Exatronic e Exa4Life | 11 |
| 1.5 Estrutura da Dissertação | 12 |
| 2 Eletrocardiograma e Estado da Arte | 15 |
| 2.1 O Coração | 16 |
| 2.2 Processos fisiológicos | 17 |
| 2.2.1 Processo Celular | 18 |
| 2.2.2 Complexo QRS | 20 |
| 2.2.3 Princípios Físicos da Eletrocardiografia | 21 |
| 2.2.4 Triângulo de Einthoven | 26 |
| 2.2.5 Características elétricas de um sinal ECG | 28 |
| 2.3 Eléttodos | 28 |
| 2.3.1 Posicionamento dos Eléttodos | 29 |
| 2.4 Estado de Arte | 30 |

| | | |
|----------|--|-----------|
| 2.4.1 | Alive Bluetooth Heart & Activity Monitor | 33 |
| 2.4.2 | BioPatch™ Wireless Device e ZephyrLife™ | 34 |
| 2.4.3 | <i>H7 Heart Rate Sensor</i> | 36 |
| 2.4.4 | <i>HeartCheck™ Pen</i> | 36 |
| 2.4.5 | <i>MyECG E3-80</i> | 37 |
| 2.4.6 | Comparação dos produtos concorrentes | 37 |
| 2.5 | Segurança Elétrica | 38 |
| 2.5.1 | Normas de Segurança | 39 |
| 2.5.2 | <i>IEC 60601-1 - General Requirements for Basic Safety and Essential Performance</i> | 40 |
| 3 | Módulo de Aquisição | 43 |
| 3.1 | Analog Front Ends | 44 |
| 3.1.1 | Amplificadores Operacionais | 45 |
| 3.1.2 | Amplificador de Instrumentação | 45 |
| 3.1.3 | Filtros Analógicos | 47 |
| 3.1.4 | Conversor Analógico-Digital (ADC) | 49 |
| 3.1.4.1 | Resolução | 49 |
| 3.1.4.2 | Tipo de Amostragem | 50 |
| 3.2 | Right Leg Drive | 52 |
| 3.3 | Baseline Drift | 52 |
| 3.4 | Soluções Integradas - Integrated Analog Front Ends | 53 |
| 3.4.1 | ADS1293 | 54 |
| 3.4.1.1 | Características | 54 |
| 3.4.1.2 | Filtragem do ADS1293 | 56 |
| 3.4.1.3 | Wilson Reference | 57 |
| 3.4.2 | Exa4Life ECG Monitor | 58 |
| 4 | Protocolos de Comunicação | 63 |
| 4.1 | Wi-Fi | 64 |
| 4.1.1 | Protocolos de Segurança | 64 |
| 4.1.2 | Derivações IEEE 802.11 | 65 |
| 4.1.3 | Wi-Fi Direct | 65 |
| 4.2 | ZigBee | 66 |
| 4.3 | Bluetooth | 67 |
| 4.3.1 | Classificação | 68 |
| 4.3.2 | Tecnologia <i>Low Energy</i> | 69 |
| 4.3.2.1 | Versão 4.2 | 70 |
| 4.4 | Comparação entre Protocolos | 71 |
| 4.5 | Estado de Arte dos <i>microchips Bluetooth</i> | 72 |
| 5 | Requisitos do Sistema | 75 |
| 5.1 | Descrição | 76 |
| 5.2 | Funcionais | 77 |
| 5.3 | Interfaces | 78 |

| | | |
|----------|--|------------|
| 5.4 | Autonomia e Consumo | 78 |
| 5.5 | Mecânica e Design | 79 |
| 5.6 | Alarmes e Erros | 79 |
| 5.7 | Normativos | 79 |
| 5.8 | Não Funcionais | 80 |
| 6 | Hardware | 83 |
| 6.1 | Composição do Sistema | 84 |
| 6.2 | <i>Printed Circuit Board</i> | 85 |
| 6.3 | ADS 1293 | 87 |
| 6.4 | Controlo | 88 |
| 6.5 | Alimentação | 90 |
| 6.6 | Bluetooth | 91 |
| 7 | Software | 93 |
| 7.1 | Firmware | 94 |
| 7.1.1 | Estrutura do ATxmega128A3 | 94 |
| 7.1.2 | Serial Peripheral Interface (SPI) | 96 |
| 7.1.3 | Sistema de Ficheiros FatFs | 99 |
| 7.1.4 | Configuração do RN4020 | 100 |
| 7.2 | Software | 102 |
| 7.2.1 | Exa4Life ECG Software | 102 |
| 8 | Testes ao Sistema | 105 |
| 8.1 | Fluke ESA 620 | 106 |
| 8.2 | Testes realizados em humanos | 110 |
| 8.3 | Consumos | 113 |
| 9 | Conclusão | 117 |
| 9.1 | Resultado Final | 118 |
| 9.2 | Considerações Futuras | 120 |
| A | Anexo A - Esquemáticos Desenvolvidos | 129 |
| B | Anexo B - Placa de Circuito Impresso Desenvolvida | 135 |



Capítulo 1

Introdução

A evolução da sociedade, nos últimos anos, permitiu uma mudança de paradigma. Essa mudança traduz-se por uma alteração de ideais que focam a tecnologia, medicina e até a própria economia. Pode considerar-se que, neste início do século XXI, as pessoas necessitam naturalmente de conforto e saúde que lhes permitam ter uma qualidade de vida melhor que a que existia anteriormente. A Engenharia Biomédica desempenha um papel fulcral nesta área, permitindo estabelecer uma ligação entre a tecnologia mais recente e a medicina[1].

Neste momento, a análise e processamento de uma grande variedade de parâmetros é possível graças aos avanços tecnológicos e à sua associação à vertente médica. Esses avanços resultaram na possibilidade de monitorizar alguns parâmetros a partir do domicílio, evitando deste modo o internamento numa unidade hospitalar. Surgiu então o termo *Ambient Assisted Living* (AAL) que se refere às tecnologias que permitem prolongar a estadia dos doentes nas suas próprias residências, sendo monitorizados e assegurando a realização das suas tarefas diárias. No âmbito do AAL, existem sistemas de monitorização de sinais vitais e parâmetros biológicos que permitem a deteção de anomalias quer em situações pontuais, quer em termos futuros, aplicando para tal um conjunto de modelos matemáticos e reconhecimento de padrões[2].

Tendo como base estatísticas recentes, verifica-se que a principal causa de morte em Portugal, assim como em grande parte dos países ocidentais, são as doenças cardiovasculares. Para além da taxa de mortalidade elevada, estas doenças estão também associadas a elevadas taxas de morbilidade. Numa tentativa de reverter, futuramente, estes dados estatísticos, devem diagnosticar-se estas doenças o mais precocemente possível[3].

Uma técnica de rastreio de doenças cardiovasculares que tem desempenhado um papel crescente no seu diagnóstico é a monitorização através de eletrocardiograma. Este exame pode ser feito pontualmente com um dispositivo fixo ou pode ser feito no domicílio por um período de 24 a 48 horas, enquanto o doente realiza as suas tarefas diárias que é quando a maioria destes problemas surgem e podem ser diagnosticados[4].

O projeto realizado advém da necessidade acima descrita e passa pelo desenvolvimento de um sistema de ECG portátil com comunicação sem fios. Esse sistema terá como base a dissertação de mestrado *Desenvolvimento De Um Dispositivo Portátil De Eletrocardiograma* elaborada pelo Engenheiro David Bento. O sistema de eletrocardiograma será composto por duas fases principais, nomeadamente o desenvolvimento do hardware e do firmware de modo a que no final se obtenha um produto funcional que permita a visualização dos dados obtidos através de um computador.

1.1 Âmbito

Este documento tem como objetivo relatar o decorrer do projeto desenvolvido no âmbito da disciplina de Projeto, ao longo do ano 2015, que será apresentado à Faculdade de Ciências e Tecnologias da Universidade de Coimbra para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica.

Os intervenientes responsáveis pela realização deste projeto encontram-se identificados na tabela 1.1

| Nome | Função | Contacto |
|-----------------------------|------------------------------------|--------------------------|
| Pedro Marques | Estudante que realizou o projeto | marquespedrorm@gmail.com |
| Prof. Carlos Correia | Orientador do projeto na UC | correia@fis.uc.pt |
| Eng. Pedro do Mar | Supervisor do projeto na Exatronic | pmar@exatronic.pt |
| Eng. Óscar Pereira | Supervisor do projeto na Exatronic | opereira@exatronic.pt |

TABELA 1.1: Intervenientes no projeto.

1.2 Enquadramento

Devem ser tidos em conta três fatores cruciais à elaboração deste projeto:

- Aumento da esperança média de vida;
- Mortalidade associada às doenças cardiovasculares;

- Benefícios da portabilidade associada ao dispositivo de ECG que será desenvolvido.

1.2.1 Demografia e Evolução Social

Desde 1960, nas regiões mais desenvolvidas do mundo, a esperança média de vida cresceu cerca de 10 anos e prevê-se uma continuação deste crescimento até 2050, tal como se pode ver na figura 1.1.

Do ponto de vista nacional, pode verificar-se que o número de idosos tem vindo a crescer enquanto que o número de jovens está em decréscimo. Tal deve-se ao aumento da esperança média de vida e à baixa taxa de natalidade.

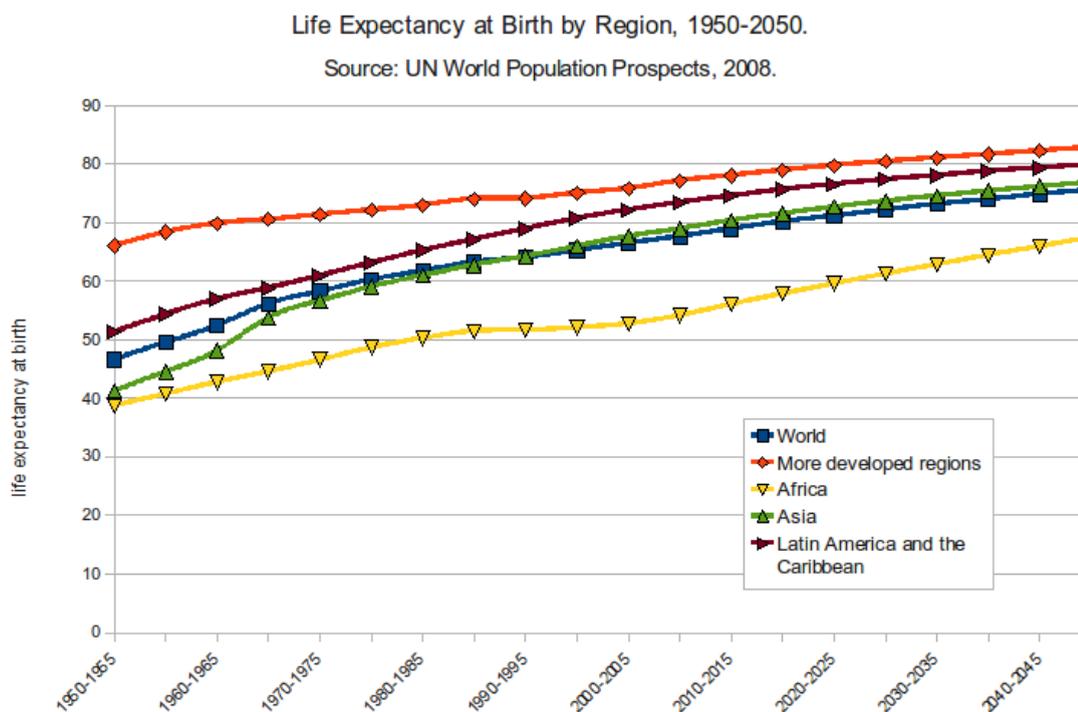


FIGURA 1.1: Esperança média de vida à nascença, por região entre 1950 e 2050.

A proporção de jovens (população com menos de 15 anos) recuou para 15% e a de idosos (população com 65 ou mais anos) cresceu para 19% entre os censos 2001 e 2011. Diminuiu a base da pirâmide, correspondente à população mais jovem, e alargou-se o topo, com o crescimento da população mais idosa, tal como se pode

ver na figura 1.2. Em 2011, o índice de envelhecimento da população era de 128, o que significa que por cada 100 jovens existiam 128 idosos (102 em 2001)[5].

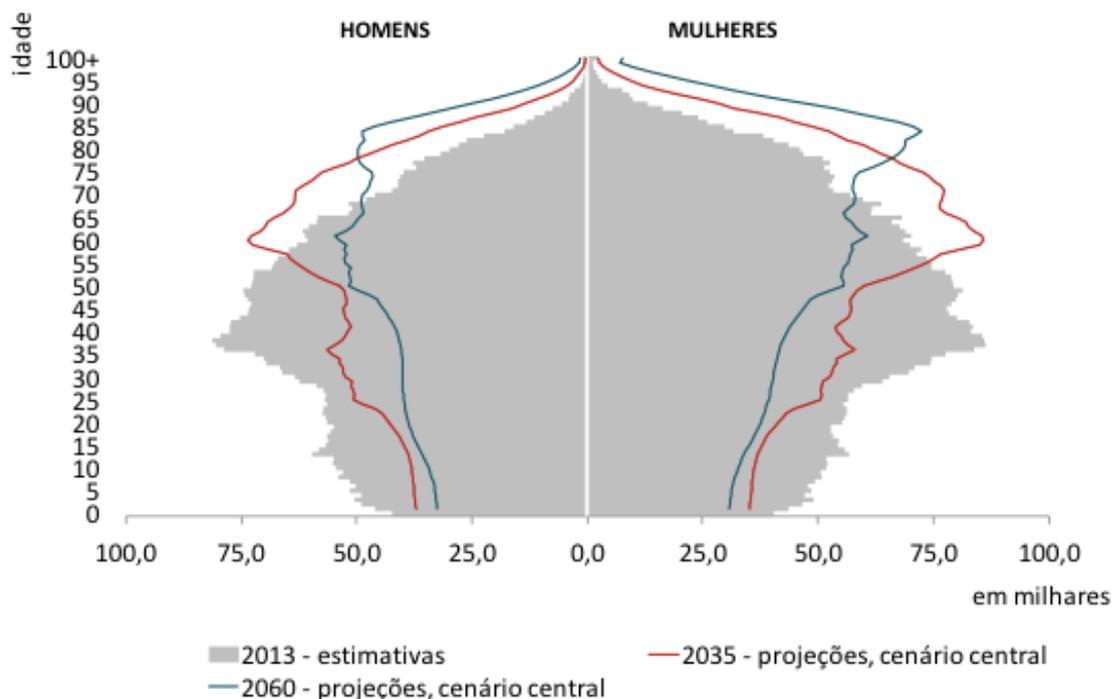


FIGURA 1.2: Pirâmide etária em Portugal para 2013 (estimativa), 2035 e 2060 (projeções).

O aumento da esperança média de vida leva a que o foco sejam os idosos, facto que tem impacto quer a nível social quer a nível económico. Deste modo, pode concluir-se que é prioritário o desenvolvimento tecnológico no sentido de melhorar a qualidade de vida das populações e, conseqüentemente, aumentar a esperança média de vida.

1.2.2 Doenças Cardiovasculares

As doenças cardiovasculares são há muitos anos a principal causa de morte em Portugal, representando 30,4% dos óbitos registados (dados relativos a 2012), como se pode ver na figura 1.3. Apesar desta elevada percentagem, é de notar que se tem verificado um acentuado decréscimo ao longo dos últimos 30 anos[6] como consequência dos avanços tecnológicos e médicos, e interação dos mesmos.

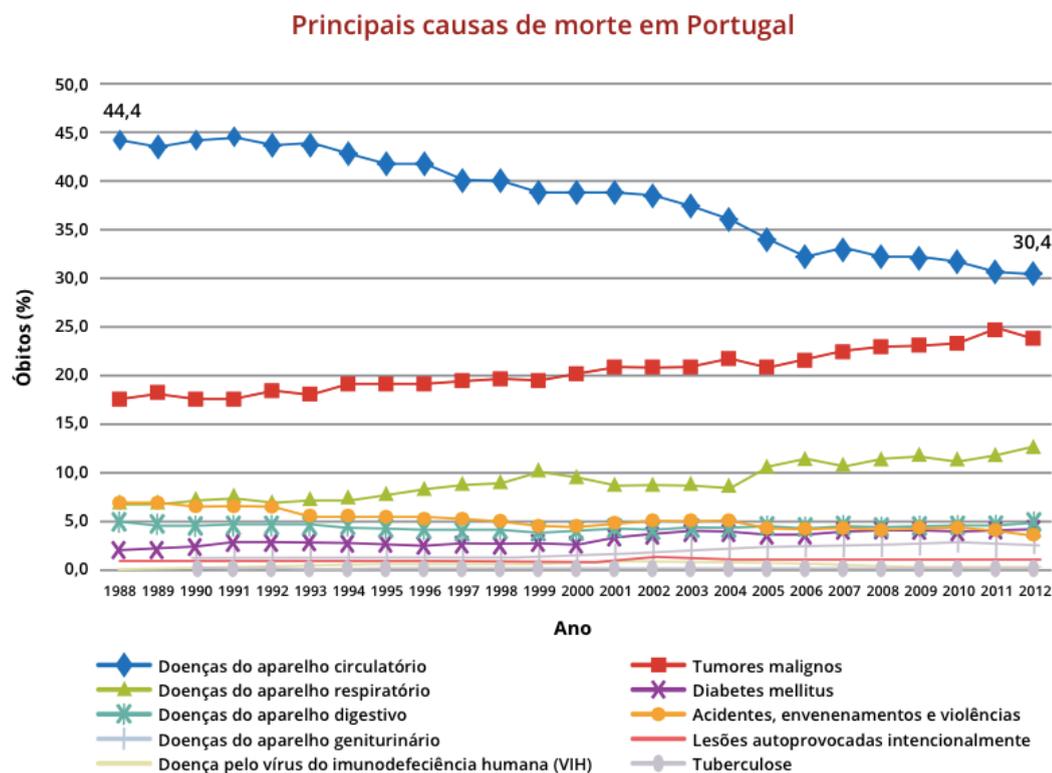


FIGURA 1.3: Percentagem de óbitos pelas principais causas de morte entre 1988 e 2012.

Estudos recentes fazem a distinção entre géneros no que diz respeito à taxa de mortalidade e demonstram que as doenças cardiovasculares são a maior causa de óbito no sexo feminino em todos os países da Europa. O mesmo se verifica para o sexo masculino registando-se apenas 6 exceções: França, Israel, Holanda, San Marino, Eslovénia e Espanha[7].

1.2.3 Eletrocardiograma

O Eletrocardiograma é o registo da atividade elétrica do coração, obtido por eléctrodos colocados nos membros e no peito, ligados ao aparelho (eletrocardiógrafo), que o converte em traçado, constituído por várias ondas. A análise deste traçado, feita por comparação com o padrão considerado normal, fornece ao médico informação importante sobre o estado de saúde do paciente[8], permitindo detetar patologias como, por exemplo, arritmias, isquémias miocárdicas ou pericardites.

O eletrocardiograma pode ser realizado no consultório pelo médico, sendo que, neste caso, a recolha de dados dura uns breves minutos e é feita por um dispositivo fixo, ou pode ser realizado no domicílio durante um período de 24 ou 48 horas através de um dispositivo portátil que permite realizar medições automáticas e sucessivas da pressão arterial, com o objectivo de avaliar o seu comportamento face à atividade quotidiana de um indivíduo durante o trabalho, o repouso e o sono[8]. Este exame é conhecido por Holter.

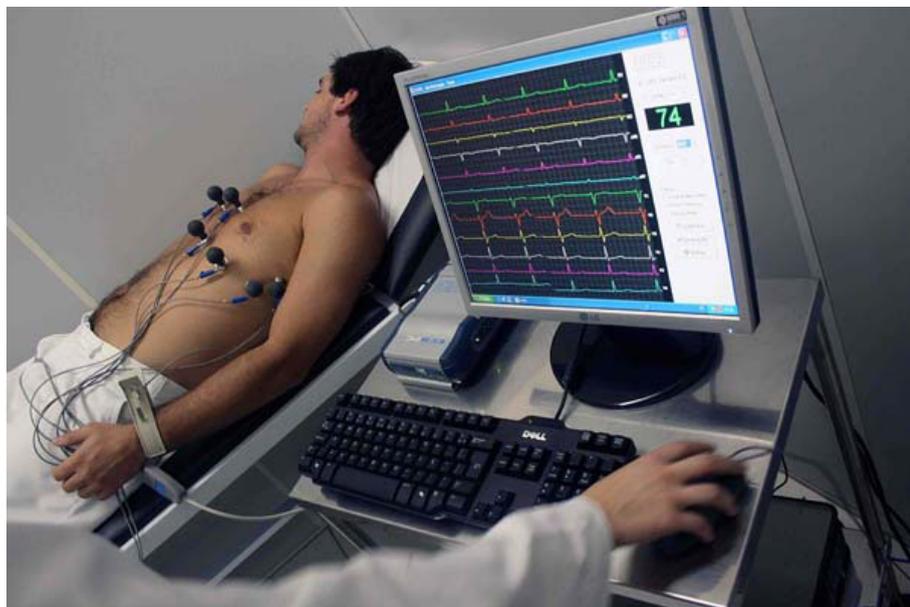


FIGURA 1.4: Representação gráfica de um eletrocardiograma[9].

1.3 Objetivos e Planeamento do Projeto

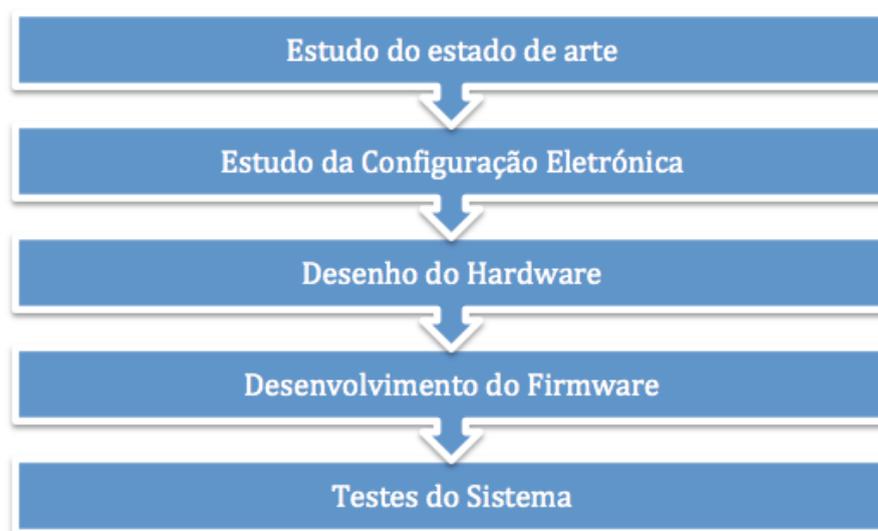


FIGURA 1.5: Etapas do Projeto.

Este projeto irá incidir no desenvolvimento de um dispositivo portátil de eletrocardiograma *standalone* que permite a transferência dos dados recolhidos para um computador por comunicação *wireless*, especificamente *Bluetooth*. O trabalho consiste na elaboração de uma configuração eletrónica, que permita a medição do potencial elétrico do coração e o envio dos dados recolhidos, de forma remota, para um computador para processos de análise.

Assim sendo, realizar-se-á um estudo de mercado de modo a avaliar e a conhecer os dispositivos semelhantes já existentes, bem como os desenvolvimentos feitos em sistemas embebidos e circuitos integrados para a área médica. De seguida, surge a necessidade de fazer uma análise a nível de características técnicas e do desenho do próprio hardware, assim como da seleção e disposição dos respetivos componentes eletrónicos. Para o efeito, é necessário conhecer detalhadamente as características físicas dos sinais a medir, e nesse sentido realizar-se-á um estudo a nível fisiológico e anatómico do sistema circulatório do Homem.

Numa fase já mais avançada, será necessária a aprendizagem de uma ferramenta CAD (*software Altium Designer*[®]) e desenvolver-se-á o circuito impresso (*PCB*).

Após o desenho e montagem da placa, proceder-se-á à programação do microcontrolador, que terá como pré-requisito a aprendizagem da linguagem de programação *C++*. Por fim realizar-se-ão testes ao dispositivo para avaliação e otimização do mesmo.

No que ao planeamento diz respeito, foram definidas pela Exatronic diversas tarefas a cumprir ao longo do projeto, bem como prazos para realização das mesmas. De modo a controlar adequadamente o tempo dispensado em cada tarefa, elaborou-se um diagrama de Gantt, cujas tarefas são:

- Tarefa 1 - Familiarização com Ambiente Exatronic e Enquadramento do Projeto;
- Tarefa 2 - Estudo do estado da arte (Conceitos básicos de ECG, equipamentos médicos semelhantes, novas potencialidades a implementar no protótipo, estudo da dissertação do David Bento e testes ao Hardware desenvolvido pelo David Bento);
- Tarefa 3 - Estudo Teórico dos conceitos inerentes ao projeto (processamento de sinal ECG, protocolos de comunicação e circuitos de ECG);
- Tarefa 4 - Especificação de Requisitos;
- Tarefa 5 - Conceção (Realizar a especificação detalhada e técnica que advém da especificação de requisitos);
- Tarefa 6 - Elaboração e entrega do primeiro relatório intermédio;
- Tarefa 7 - Familiarização com desenvolvimento de Hardware (Altium);
- Tarefa 8 - Apresentação Intercalar (elaboração do Poster);
- Tarefa 9 - Desenvolvimento do Hardware
- Tarefa 10 - Elaboração e entrega do segundo relatório intermédio;
- Tarefa 11 - Prototipagem;

TABELA 1.2: Competências desenvolvidas ao longo do projeto

| Competências | Descrição |
|-----------------------------|---|
| Altium Designer | Elaboração de PCB onde se inclui componentes com algumas dificuldades a nível de hardware, tais como o circuito integrado ADS1293. |
| Programação em C | Elaboração de todo o firmware desenvolvido para este projeto. |
| Programação em C# | Elaboração de software em C# com comunicação RS-232 permitindo a visualização dos dados enviados para o BLE em tempo real. |
| Desenvolvimento de Hardware | Estudo de conceitos de hardware e de componentes a usar. Conceitos básicos de desenho de PCBs e de esquemáticos, que se adquirem à base da experiência. |
| Desenvolvimento de Firmware | Análise de Requisitos de sistema, organização de código, uso de diversos protocolos de comunicação tais como RS-232 e SPI. |
| Bluetooth | Aquisição de conhecimento aprofundado relativamente ao protocolo de comunicação quer da versão 2.0 quer da versão Low Energy. |
| Objective C | Desenvolvimento de um software para os X que permite recolher os dados enviados via BLE. |
| Android | Desenvolvimento de uma interface para Android que permite recolher os dados enviados via BLE. |

1.4 Exatronic e Exa4Life

A Exatronic é uma empresa portuguesa criada em 1995, que se enquadra como PME (Pequenas e Médias Empresas). Trata-se de uma empresa que desenvolve produtos e fornece soluções em áreas de engenharia com eletrónica integrada, focando-se principalmente em áreas de eletrónica, automação e secção automóvel.

Em 2010 foi criada uma nova área de negocio, Exa4Life, que se dedica à criação de sistemas ligados à medicina, área esta que se encontra diretamente ligada por parcerias à Universidade de Coimbra. A Exa4Life conta já com diversos produtos desenvolvidos, tais como Medcorplive, ExaNoNeedle e ExaAllinOne[10].

A Exatronic conta atualmente com 27 profissionais sendo que 11 deles se dedicam exclusivamente à área de conceção e desenvolvimento.

Em 2013 receberam o prémio de Reconhecimento de Idoneidade, abrindo portas a uma vasta gama de potenciais clientes.



FIGURA 1.7: Medcorplive[10].

Este projeto faz parte da parceria existente entre a Exatronic e a Universidade de Coimbra, enquadrando-se na Exa4Life.

1.5 Estrutura da Dissertação

Esta dissertação encontra-se dividida em 9 capítulos, cujo conteúdo e título se encontram descritos de seguida.

Capítulo 1 Introdução : define o problema, enquadra este projeto na sociedade atual, descreve o contexto científico em que se insere este projeto, define os objetivos e o planeamento do projeto e apresenta a Exatronic.

Capítulo 2 Eletrocardiograma e Estado de Arte : define e apresenta um estudo completo feito ao eletrocardiograma, descreve a anatomia e fisiologia do coração

e apresenta um estudo feito ao mercado em que se insere o produto a desenvolver neste projeto de modo a fazer uma comparação aos possíveis concorrentes.

Capítulo 3 Módulo de Aquisição : define conceitos como *Analog Front End* e é feito um estudo relativamente aos módulos de aquisição de sinal, quer a nível teórico, quer a nível de mercado. É neste capítulo que se define a melhor solução a aplicar neste projeto.

Capítulo 4 Protocolos de Comunicação : define e compara os protocolos de comunicação existentes de modo a perceber qual a melhor opção a aplicar neste produto.

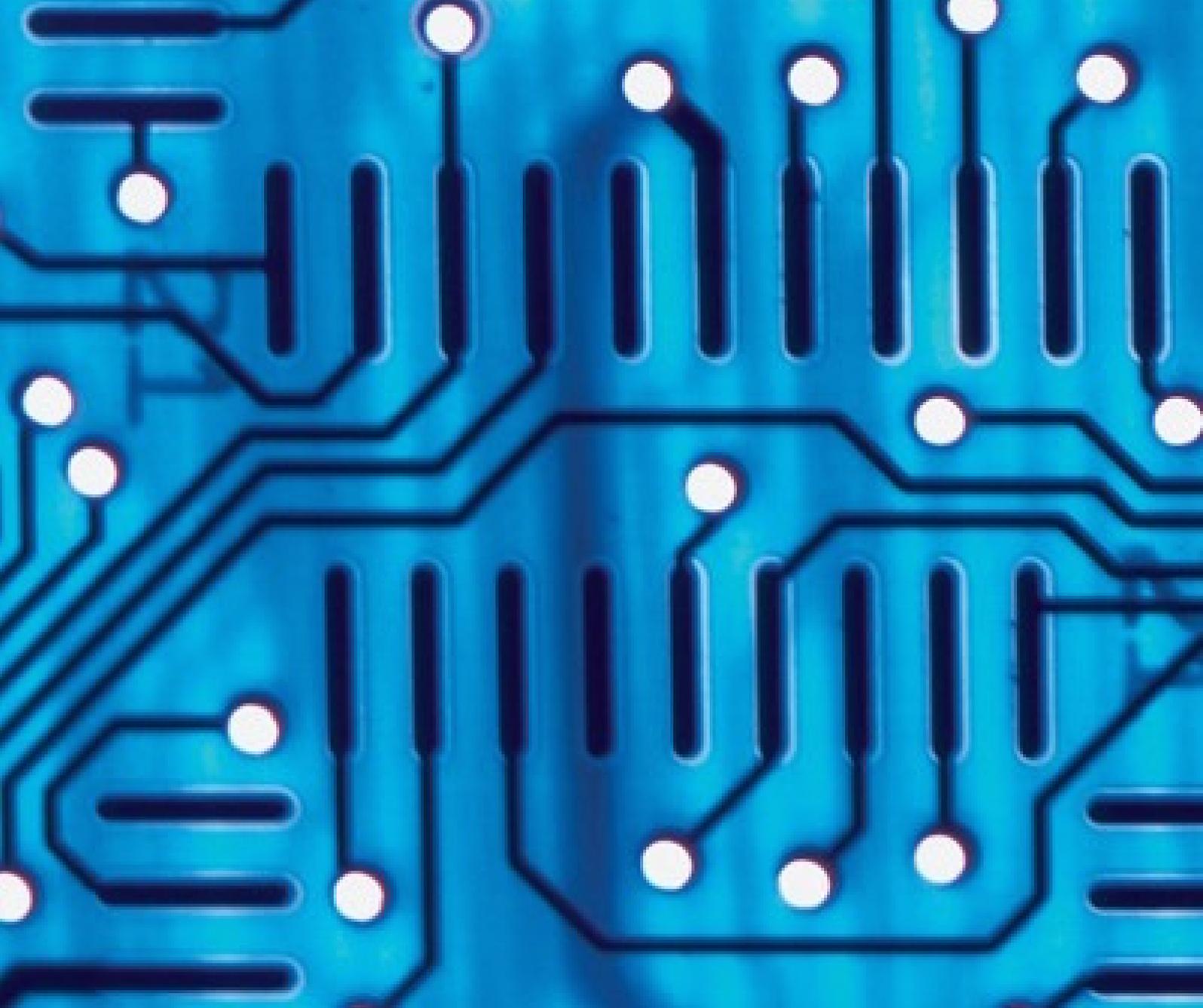
Capítulo 5 Requisitos do Sistema : neste capítulo são apresentados os requisitos do sistema a desenvolver segundo as normas da Exatronic, de modo a definir completamente as funções e características do produto a desenvolver.

Capítulo 6 Hardware : neste capítulo fala-se de todo o processo percorrido para o desenvolvimento do hardware. Desde a escolha dos métodos e componentes aplicados, até ao desenvolvimento do protótipo.

Capítulo 7 Firmware : define todo o firmware e software desenvolvido para o devido funcionamento do sistema.

Capítulo 8 Testes ao Sistema : relata todos os testes realizados ao sistema, quer com simuladores, quer em pessoas.

Capítulo 9 Conclusão : compara o sistema desenvolvido com o esperado no início deste projeto e define alguns pontos de melhoria para trabalhos futuros.



Capítulo 2

Eletrocardiograma e Estado da Arte

Antes de avançar para a parte prática deste projeto, é importante perceber as bases da eletrocardiografia. Neste capítulo serão abordados conceitos como os processos fisiológicos que originam os potenciais cardíacos, assim como alguns conceitos de eletrônica que permitem o processamento dos sinais medidos à superfície do corpo.

Por outro lado, realizar-se-á um estudo de mercado no qual o foco será a evolução recente dos dispositivos de ECG portáteis e com comunicação sem fios, permitindo avaliar a concorrência existente.

2.1 O Coração

O coração, cuja anatomia se encontra representada na figura 2.1, é um órgão muscular que se pode subdividir em 2 partes, a parte direita, por onde circula o sangue venoso e a parte esquerda, por onde circula o sangue arterial. Por sangue venoso deve entender-se sangue pobre em oxigénio e por sangue arterial deve entender-se sangue rico em oxigénio. Por outro lado, é também possível subdividir este órgão em outras 2 partes, sendo a parte de cima composta pelas aurículas (esquerda e direita) e a parte de baixo pelos ventrículos (esquerdo e direito). As aurículas recebem o sangue, fazendo-o drenar para os ventrículos que o irão expulsar através de contrações[11].

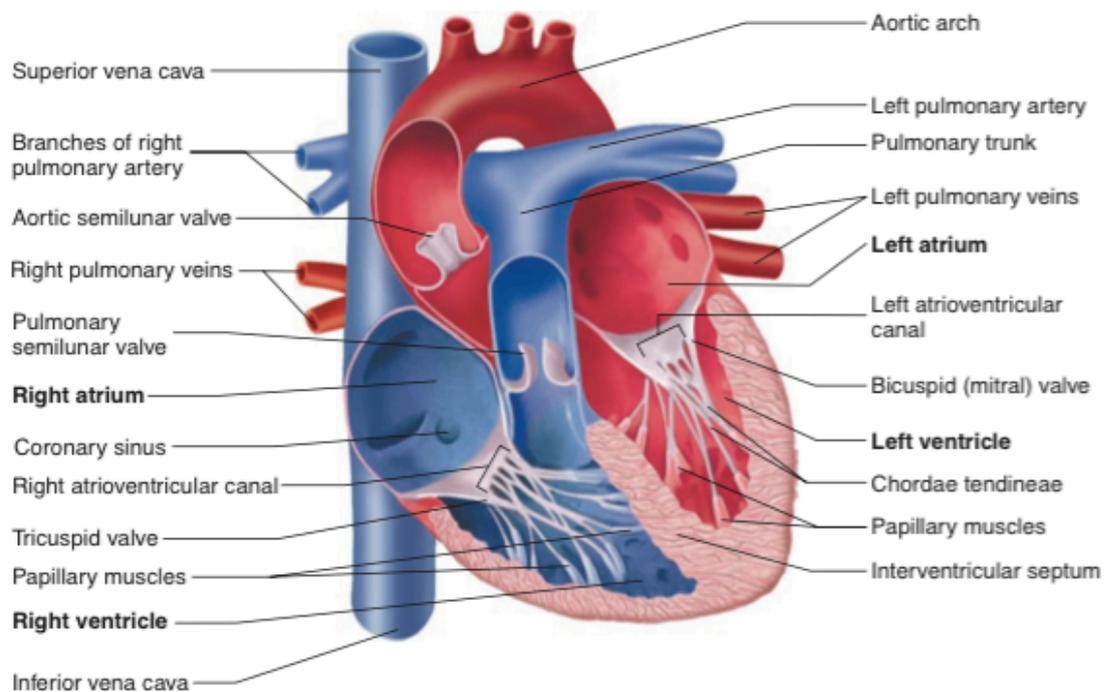


FIGURA 2.1: Anatomia do coração[11].

2.2 Processos fisiológicos

A função principal do coração é fornecer oxigênio a todo o organismo e, simultaneamente, libertá-lo dos produtos de eliminação. Esta função pressupõe a recolha do sangue do organismo, que é pobre em oxigênio, a sua circulação para os pulmões, onde este é oxigenado e o anidrido carbônico é libertado, tornando-o rico em oxigênio, e de seguida a entrega do oxigênio a todos os tecidos do organismo[12].

Em cada batimento, quando as cavidades do coração relaxam, estas enchem-se de sangue (diástole) e, quando contraem, expõem-no (sístole). Estes batimentos ocorrem devido à contração do miocárdio, músculo estriado que envolve o coração[13].

2.2.1 Processo Celular

O batimento cardíaco é um fenómeno que resulta da passagem de um impulso elétrico através do coração, que provoca a contração do miocárdio. Esse impulso é gerado pelo nó sinoauricular, mais conhecido por pacemaker fisiológico, e a sua transmissão leva a uma variação de potencial elétrico que pode ser medida à superfície do corpo.

Tal como se pode ver pela figura 2.2, o potencial de ação é originado no nó sinoauricular, que se encontra na parte superior da aurícula direita, e propaga-se pelas paredes (setas) até ao nó auriculoventricular (AV). Os potenciais de ação passam através do nó AV e ao longo do feixe auriculoventricular, o qual se estende desde o nó AV, através do esqueleto fibroso, até ao septo interventricular.

O feixe AV divide-se em dois ramos (direito e esquerdo) pelos quais os potenciais de ação descem até o ápice de cada ventrículo. Os potenciais de ação são transportados pelas fibras de Purkinje dos ramos do feixe até às paredes dos ventrículos.

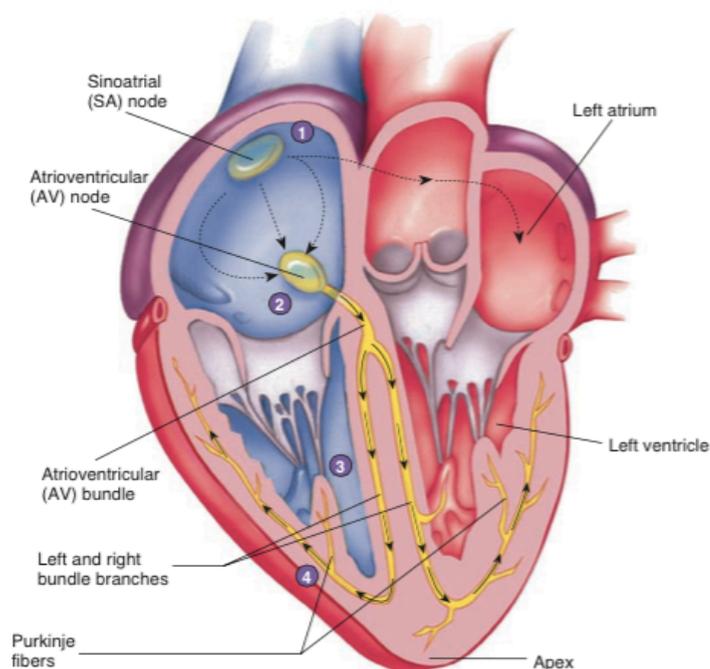


FIGURA 2.2: Sistema de condução elétrica do coração[11].

Do ponto de vista eletroquímico, as mudanças no potencial elétrico da membrana ao longo do tempo devem-se à abertura e fecho de canais de iões. Tal como se pode ver na figura 2.3, em repouso as células do miocárdio apresentam carga negativa quando comparado com o restante fluido extracelular (cerca de -90mV), característica que advém da permeabilidade de iões sódio (Na^+), potássio (K^+) e cálcio (Ca^{2+}).

Consideram-se então 5 fases distintas:

0. Abertura dos canais de sódio e entrada destes iões para a célula;
1. Início da saída de iões potássio da célula;
2. Entrada de iões cálcio para a célula e continuação da saída de iões potássio;
3. Saída exclusiva de iões potássio da célula;
4. Equivalente ao estado de repouso da célula;

A despolarização diastólica corresponde ao período de relaxamento muscular e vai-se alternando com o período de contração muscular (sístole)[14].

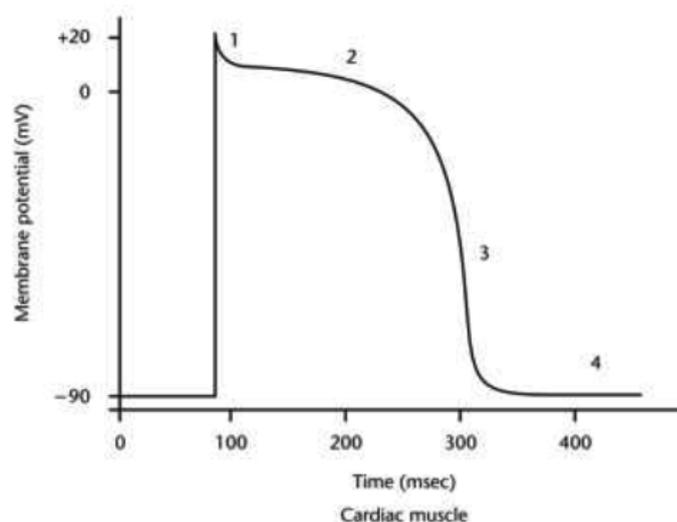


FIGURA 2.3: Potencial de Ação normal resultante de uma célula ventricular do miocárdio[14].

2.2.2 Complexo QRS

Os batimentos cardíacos têm início quando há um impulso proveniente do nó sinoauricular que ativa o miocárdio, gerando uma onda à qual foi dada a designação de onda P. A parte inicial da onda P, identificada na parte inicial da figura 2.4, representa a ativação da aurícula direita, enquanto a parte terminal da onda P representa a ativação da aurícula esquerda. É importante referir que esta onda é uma consequência, mas não representa diretamente a atividade do nó sinoauricular[15]. É de notar que os impulsos auriculares não podem atingir diretamente os ventrículos porque existe tecido conjuntivo que separa as aurículas dos ventrículos. Desta forma somente o nó AV permite a passagem deste impulso devido às propriedades semelhantes às do nó sinoauricular.

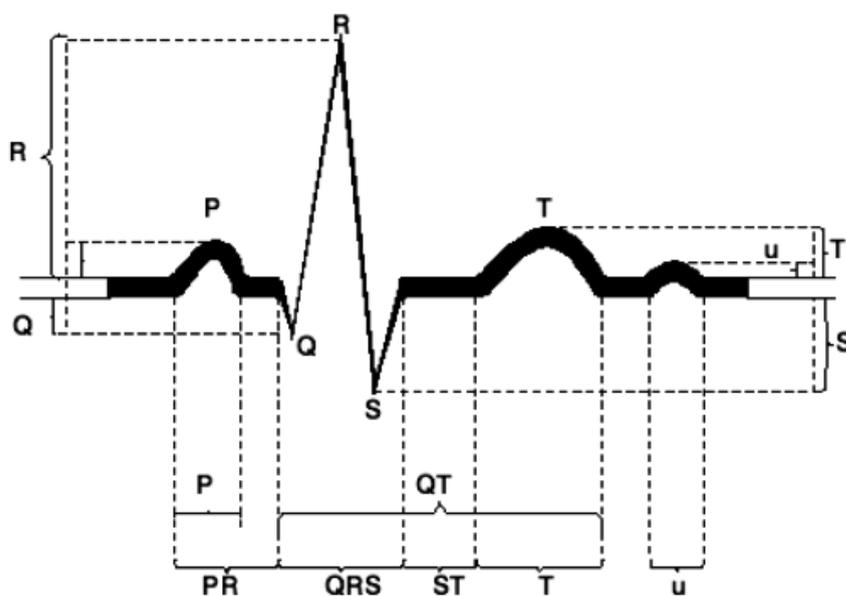


FIGURA 2.4: Onda normal de um ECG[13].

O impulso despolariza, então, o nó AV, o feixe AV, os ramos do feixe, a rede de Purkinje e o miocárdio ventricular. A propagação do impulso através do nó AV e do feixe AV/sistema de Purkinje não é registrada no ECG e ocorre durante o segmento isométrico PR. A despolarização do músculo ventricular produz o complexo QRS. A despolarização auricular é seguida pela sua repolarização, mas esta não é visível no eletrocardiograma. Contudo, a repolarização ventricular, que se segue

ao complexo QRS, é claramente registada no ECG, originando a onda T. Importa salientar que a despolarização elétrica do miocárdio (auricular e ventricular) não é sinónimo de contração muscular, ainda que, em geral, a despolarização deva anteceder a contração mecânica correspondente[15].

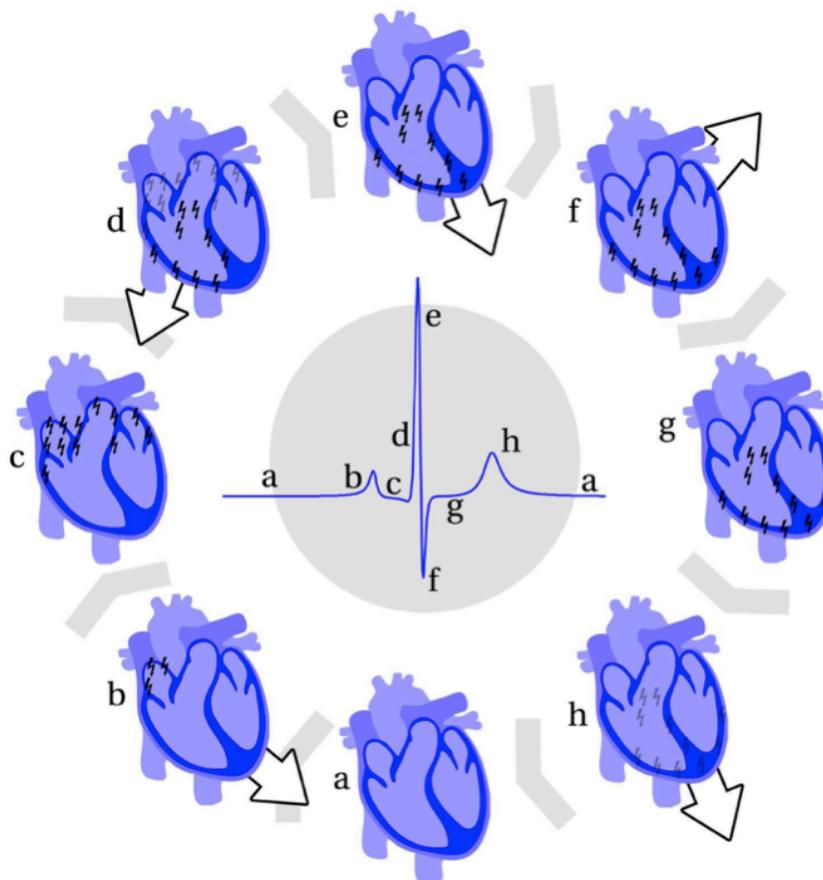


FIGURA 2.5: Representação de um ciclo cardíaco e correspondente sinal de ECG[16].

2.2.3 Princípios Físicos da Eletrocardiografia

Devido à atividade elétrica das células, existe uma corrente elétrica que circula no corpo, gerando diferenças de potencial com a superfície da pele tornando esses sinais biométricos mensuráveis. O modelo do dipolo elétrico explica matematicamente a existência destas diferenças de potencial à superfície do corpo, algo que é crucial para permitir o estudo clínico da eletrocardiografia[14].

O modelo do dipolo elétrico supramencionado pode ser subdividido em duas partes:

- Representação da atividade elétrica no coração;
- Propriedades geométricas e elétricas do corpo envolvente.

Começando pela atividade elétrica no coração e tendo em conta que um potencial elétrico irá atravessar uma célula no miocárdio, será gerada uma corrente intracelular que seguirá na direção de propagação até ao tecido que se encontra despolarizado e em descanso. No entanto existe também uma corrente extracelular que circula no sentido contrário, fazendo com que a carga seja conservada. Juntao as correntes existentes em ambos os sentidos, forma-se um dipolo elétrico, tal como se pode verificar pela figura 2.6.

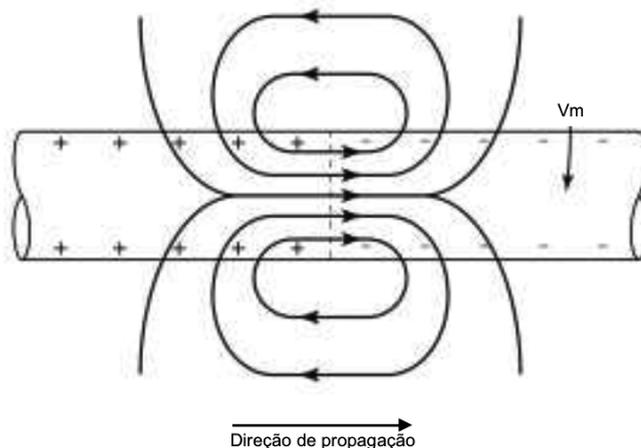


FIGURA 2.6: Campo elétrico do dipolo numa célula miocárdica numa frente de despolarização, onde V_m é o potencial transmembranar[14].

Tendo em conta que o vetor de despolarização atravessa o coração, o vetor do campo elétrico irá sofrer desvios em termos de magnitude e direção ao longo do tempo. A distribuição de correntes e potenciais na superfície está dependente das características elétricas da área envolvente ao coração e o modelo do dipolo elétrico considera o corpo como um condutor linear, isotrópico, homogéneo e esférico, de raio R , condutividade σ e de tronco esférico, tal como pode ser visto na figura 2.7.

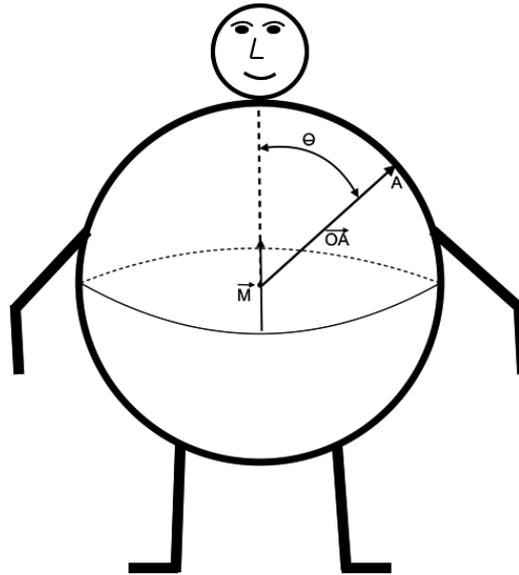


FIGURA 2.7: Modelo idealizado do tronco esférico com a fonte cardíaca centralmente posicionada[17].

Parte-se então da equação de Laplace para o potencial elétrico:

$$\nabla^2 \times \Phi = 0$$

onde ∇ é o vetor gradiente e σ é o potencial elétrico. Ao combinar linearmente soluções gerais da equação de Laplace para uma esfera, satisfazendo as condições de fronteira, pode-se encontrar o campo potencial. As condições de fronteira são:

1. O gradiente de potencial na direção radial deve ser zero à superfície da esfera, uma vez que não é permitida à corrente que flua através da pele para a atmosfera. Assim,

$$\frac{\partial \Phi(r, \theta)}{\partial r} = 0$$

sendo $r = R$ e θ é o ângulo entre o ponto de observação e a direção do vetor cardíaco.

2. Sabendo que uma solução da equação de Laplace é:

$$\Phi_1(r, \theta) = \frac{K \cos \theta}{r^2}$$

Aplicando manipulações matemáticas adequadas, é possível calcular K , obtendo o seguinte resultado:

$$\Phi_1(r, \theta) = \frac{M_0}{4\pi\sigma r^2} \cos \theta$$

onde M_0 é a magnitude do vetor cardíaco equivalente. Contudo, esta solução não satisfaz a primeira condição de contorno à superfície da esfera. Surge a necessidade de acrescentar uma outra solução à equação de Laplace:

$$\Phi_2(r, \theta) = A \times r \times \cos \theta$$

Note-se que este potencial desaparece para $r = 0$, e, portanto, não irá alterar a solução para K . Ficando a nova solução:

$$\Phi(r, \theta) = \Phi_1(r, \theta) + \Phi_2(r, \theta)$$

Ficando a condição 1 satisfeita para :

$$A = \frac{2M_0}{4\pi\sigma R^3}$$

Concluindo, a solução final para o potencial no interior da esfera é:

$$\Phi(r, \theta) = \frac{M_0}{4\pi\sigma} \cos \theta \left[\frac{1}{r^2} + \frac{2r}{R^3} \right]$$

À superfície da esfera (correspondendo à superfície da pele do tronco esférico), $r = R$ e:

$$\Phi(R, \theta) = \frac{3M_0}{4\pi\sigma R^2} \cos \theta$$

É de notar que a equação anterior pode ser escrita de forma vetorial:

$$\Phi_A = M(t) \times \overrightarrow{OA}$$

onde \vec{OA} é o vetor que vai desde a origem até ao ponto A perfazendo um ângulo θ com o eixo do dipolo.

Posto isto, a diferença de potencial entre dois pontos A e B na superfície do corpo é dada pela expressão:

$$V_{AB}(t) = \Phi_A - \Phi_B = M(t) \times L_{AB}(t)$$

onde $M(t)$ é o vetor cardíaco proveniente do coração e $L_{AB}(t)$ o vetor que liga os pontos A e B[17].

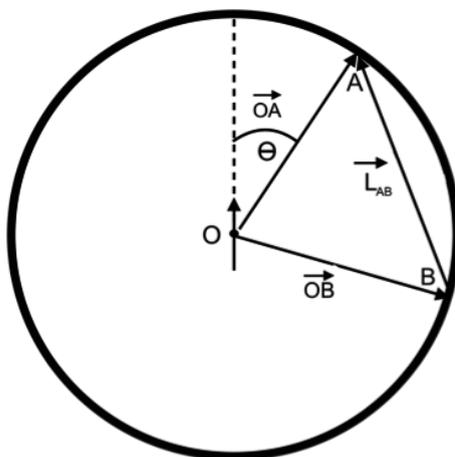


FIGURA 2.8: Esquema de vetores essenciais ao cálculo da diferença de potencial entre dois pontos à superfície do corpo[17].

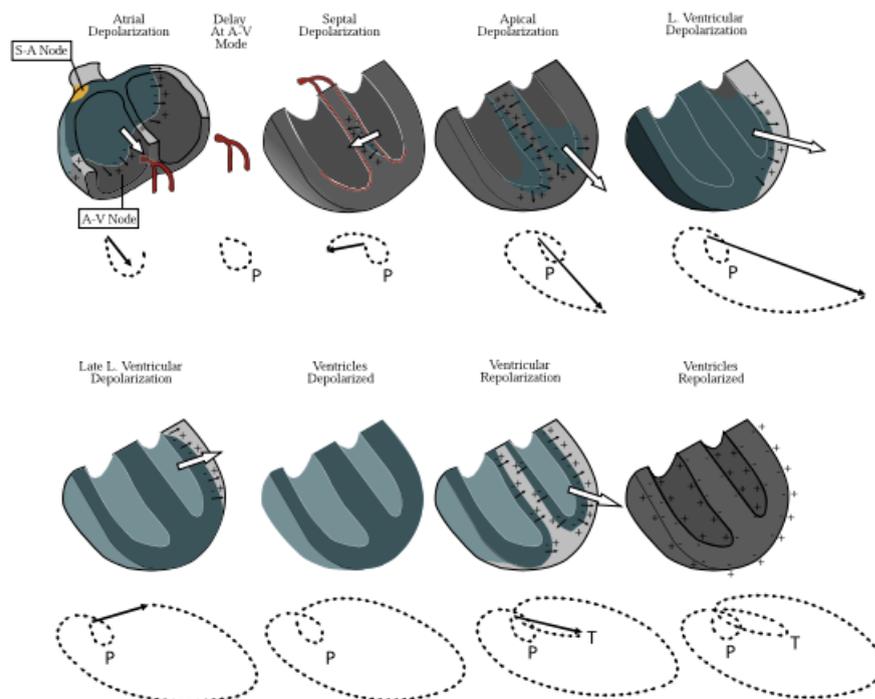


FIGURA 2.9: Trajetória de um vetor cardíaco normal[17].

2.2.4 Triângulo de Einthoven

O triângulo de Einthoven¹ é um triângulo equilátero que se obtém ligando entre si os pontos de colocação de 3 elétrodos, sendo eles o braço direito, braço esquerdo e perna esquerda. Este triângulo pode representar os vetores supramencionados, aplicando a equação da diferença de potencial entre dois pontos.

Essas diferenças de potencial, calculadas entre cada par de vértices são dadas por:

- Derivação I = $V_{LA} - V_{RA}$
- Derivação II = $V_{LL} - V_{RA}$
- Derivação III = $V_{LL} - V_{LA}$

¹Willem Einthoven (1860-1927) foi um médico e fisiologista holandês que inventou o primeiro eletrocardiograma prático e recebeu o prêmio Nobel da medicina em 1924 como reconhecimento dessa invenção.

Sendo V_{LA} o potencial medido no braço esquerdo, V_{RA} o potencial medido no braço direito e V_{LL} o potencial medido na perna esquerda. Os eixos do triângulo encontram-se divididos pelo ponto médio de cada derivação bipolar numa metade positiva e noutra metade negativa. Para além dessa divisão, tal como se pode ver pela figura 2.10, existem linhas perpendiculares traçadas com origem no centro de cada derivação que intersectam o centro do triângulo equilátero e que, teoricamente, representam o centro da atividade elétrica.

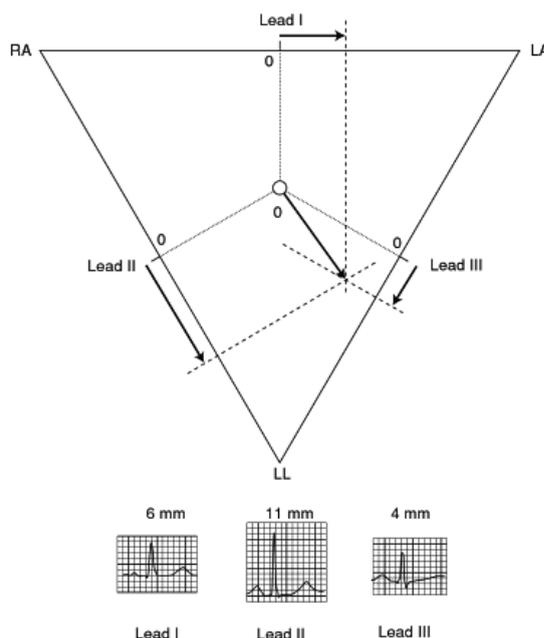


FIGURA 2.10: Triângulo de Einthoven e geometrias das derivações I, II e III[18].

Deve ter-se em conta, pela orientação vetorial apresentada na figura 2.10, que na derivação I o braço esquerdo é eletropositivo relativamente ao braço direito, na derivação II, a perna esquerda é positiva em relação ao braço direito e, por fim, na derivação III, a perna esquerda é eletropositiva em relação ao braço esquerdo. Estas derivações, escolhidas por Einthoven, constituem as derivações bipolares dos membros e serão a base do trabalho descrito neste documento, ao invés das doze derivações usados no ECG comum, devido à dificuldade em desenvolver um eletrocardiograma com dimensões necessárias para um sistema com 12 derivações[18].

2.2.5 Características elétricas de um sinal ECG

A aquisição da atividade elétrica do coração requer um sensor que consiga lidar com natureza do sinal que está a medir, que é extremamente fraco, pois o sinal mais forte possui uma magnitude inferior a 10 mV. Para além disso os sinais do ECG possuem uma impedância à saída relativamente alta, o que limita os requisitos do sensor às seguintes propriedades[19]:

- Sensibilidade elétrica a sinais de amplitude entre 0,05 – 10 mV;
- Alta impedância de entrada, >5 MOhm;
- Corrente de fuga muito baixa, $< 1 \mu\text{A}$;
- Resposta em frequência plana de 0,05 – 100 Hz;
- Alto Rácio de Rejeição de Modo Comum (CMRR).

Todos os requisitos supracitados advêm das características do sinal elétrico que se pretende medir. Deste modo, surge a necessidade de fazer um estudo detalhado dessas mesmas características, assim como da variedade de componentes existentes no mercado de modo a fazer a escolha certa mediante o sinal. Deve ter-se em conta que devido à natureza deste sinal a medição fica muito suscetível à presença de ruído eletrónico.

2.3 Eléttodos

Os eléctrodos são usados para detetar potenciais bioelétricos de origem celular. Os eléctrodos de ECG, representados na figura 2.11, são geralmente do tipo de contacto direto e funcionam como transdutores, convertendo fluxo iónico do corpo a partir de um eletrólito em corrente de eletrões e conseqüentemente um potencial elétrico mensurável. Estes transdutores são constituídos geralmente por prata com um eletrólito em gel que contém cloreto e outros iões[19].

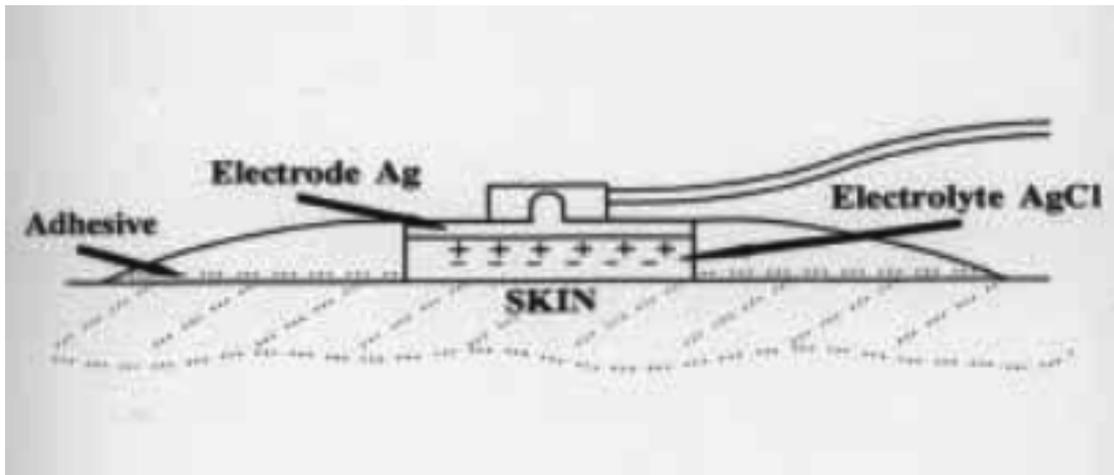


FIGURA 2.11: Eléctrodo Ag/AgCl mais usado em ECG[19].

A medição do sinal resulta de uma queda de tensão através da interface eléctrodo-eletrólito que varia dependendo da atividade eléctrica sentida na pele.

2.3.1 Posicionamento dos Eléctrodos

Neste projeto desenvolver-se-á um dispositivo de medição com apenas 5 eléctrodos, colocados um em cada braço, um em cada perna e um no peito. A correcta aplicação destes eléctrodos pressupõe que sejam colocados uns centímetros acima dos tornozelos, junto aos pulsos, e o 5º corresponde ao eléctrodo 1 na figura 2.12, no entanto existe alguma margem. Nos dispositivos de ECG tradicionais usam-se 10 eléctrodos, mantendo os 4 mencionados anteriormente e os restantes 6 serão posicionados tal como se pode ver na figura 2.12.

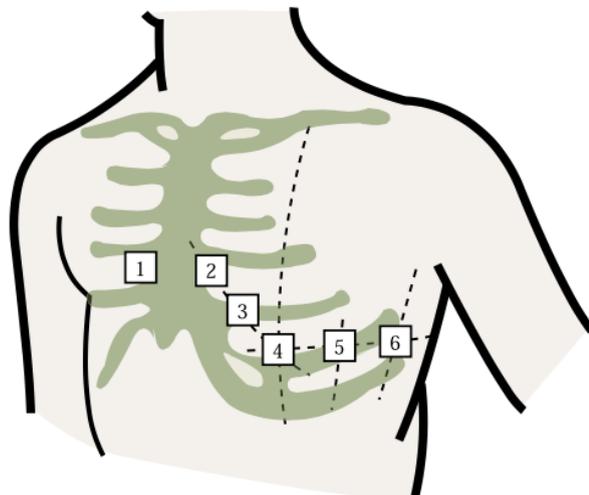


FIGURA 2.12: Posicionamento correto dos elétrodos aquando da realização de um ECG[17].

É de referir que cerca de 5% dos ECG realizados apresentam um sinal de baixa qualidade devido ao mau posicionamento dos elétrodos.

2.4 Estado de Arte

No que diz respeito à parte mais prática da dissertação, começou-se por fazer uma pesquisa relativamente às divergências, já existentes no mercado, dos dispositivos de eletrocardiograma.

Nestes dispositivos deve começar-se por fazer a distinção relativamente ao número de canais, pois no mercado existem atualmente dispositivos que apresentam desde 1[20], exemplo dado na figura 2.13, a 12 canais (mais convencional).

A máquina de ECG de um canal contém um canal amplificador, um sistema de gravação e um interruptor que permite selecionar a ligação pretendida. Este tipo de instrumento apenas permite a gravação de uma ligação de cada vez.

O ECG multicanal baseia-se na existência de vários canais de amplificação permitindo a gravação de todos eles. Assegurando a gravação de diversos sinais de

eletrocardiograma simultaneamente reduz-se consideravelmente o tempo necessário para concluir um conjunto de gravações[21].

Por outro lado, deve ter-se em conta as restantes funcionalidades do dispositivo, pois para além da medição da atividade elétrica do coração, existem soluções que permitem monitorizar parâmetros tais como a pressão sanguínea, a taxa de respiração, a temperatura corporal ou até mesmo a saturação de oxigénio no sangue.



FIGURA 2.13: Dispositivo ECG de 1 canal com ecrã TFT tátil que permite a visualização em tempo real de sinais adquiridos com 12 elétrodos[20].

A grande maioria dos dispositivos de ECG portáteis usam um sistema de 3 canais. Nos dispositivos de 3 canais, cujo exemplo é representado na figura 2.14, os sinais de ECG selecionados pelo microprocessador são amplificados, filtrados e enviados para um *multiplexer* de 3 canais. Os sinais analógicos são multiplexados e fornecidos a um conversor de analógico para digital (ADC). De seguida são armazenados e enviados para o conversor digital para analógico (DAC) para reconstruir os sinais analógicos, permitindo a sua visualização.



FIGURA 2.14: *MyECG E3-80*, dispositivo ECG portátil de 3 canais com ecrã para visualização em tempo real dos sinais adquiridos[22].

Estes dispositivos têm evoluído bastante nos últimos anos, sendo que essa evolução passa principalmente pelas seguintes características:

- Portabilidade atualmente os dispositivos ECG tendem a ser cada vez mais compactos, permitindo o seu transporte e até o seu uso aquando da realização das atividades do dia-a-dia;
- Ecrã embutido no dispositivo grande percentagem destes aparelhos possuem um ecrã que permite a visualização em tempo real dos sinais medidos. Alguns desses ecrãs até são táteis permitindo alterar as suas definições ou até o modo de recolha de dados;
- Memória interna dispositivos usados para realizar o exame *Holter*, já referido anteriormente nesta dissertação, possuem memória interna que permite a recolha e gravação dos sinais durante um período de 24 a 48 horas;
- Tecnologia *wireless* alguns dispositivos possuem um módulo que permite a transmissão dos dados recolhidos em tempo real ou dos dados já armazenados na sua memória interna, possibilitando a visualização dos mesmos quer num computador, quer num smartphone ou tablet.

De seguida serão apresentados dispositivos ECG existentes no mercado com as suas respetivas características.

2.4.1 Alive Bluetooth Heart & Activity Monitor

O *Alive Bluetooth Heart & Activity Monitor* [23] (ABH & AM) é um sistema de monitorização de saúde sem-fios para o rastreio, diagnóstico e tratamento de doenças crónicas, e para consumidores de saúde e fitness. As aplicações incluem o tratamento da fibrilação auricular e insuficiência cardíaca, reabilitação cardíaca e monitorização fitness.

Possui uma bateria de 3,7 V permitindo uma transmissão contínua dos dados durante um período de 48 horas, assim como uma memória interna composta por um cartão SD de 1 GB com capacidade para dados relativos a 21 dias. A tecnologia sem fios que permite a transmissão de dados é Bluetooth 2.1 *Class 1* com alcance de 100 metros.



FIGURA 2.15: Hardware do Alive Bluetooth Heart & Activity Monitor[23].

A visualização dos dados pode ser feita num smartphone ou tablet, tal como se pode ver na figura 2.16:



FIGURA 2.16: Visualização dos dados obtidos com o *Alive Bluetooth Heart & Activity Monitor*[23].

2.4.2 BioPatchTM Wireless Device e ZephyrLifeTM

O *ZephyrLIFETM*[24] é um sistema composto por um software de monitorização remota de pacientes que possui duas vertentes:

- *ZephyrLIFE Home* - para monitorização autónoma em casa;
- *ZephyrLIFE Hospital* - para monitorização feita por especialistas num ambiente hospitalar.

Este sistema permite a monitorização de parâmetros tais como peso, pressão arterial, saturação capilar periférica de oxigénio, glicémia, entre outros. Através de comunicação sem fios com o *BioPatch*, figura 2.17, permite também monitorizar a atividade elétrica do coração.

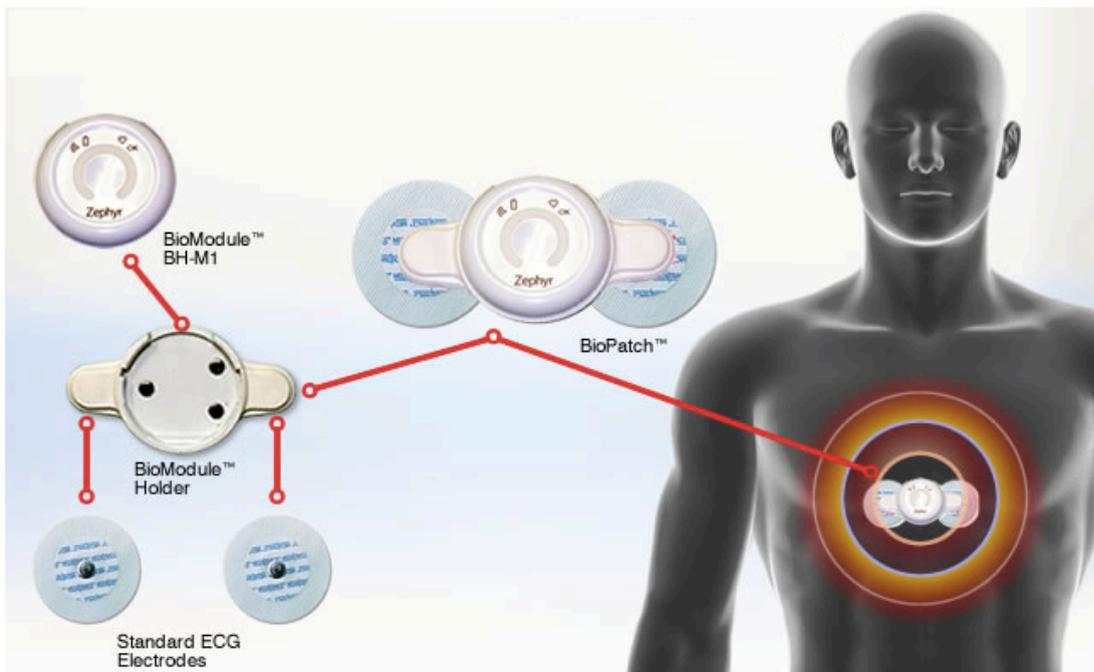


FIGURA 2.17: *BioPatch™*[24].

O *BioPatch* possui uma bateria com autonomia para 24 horas e é resistente a água até 1 metro de profundidade. A transmissão dos dados recolhidos é feita via Bluetooth e encontra-se esquematizada na figura 2.18.

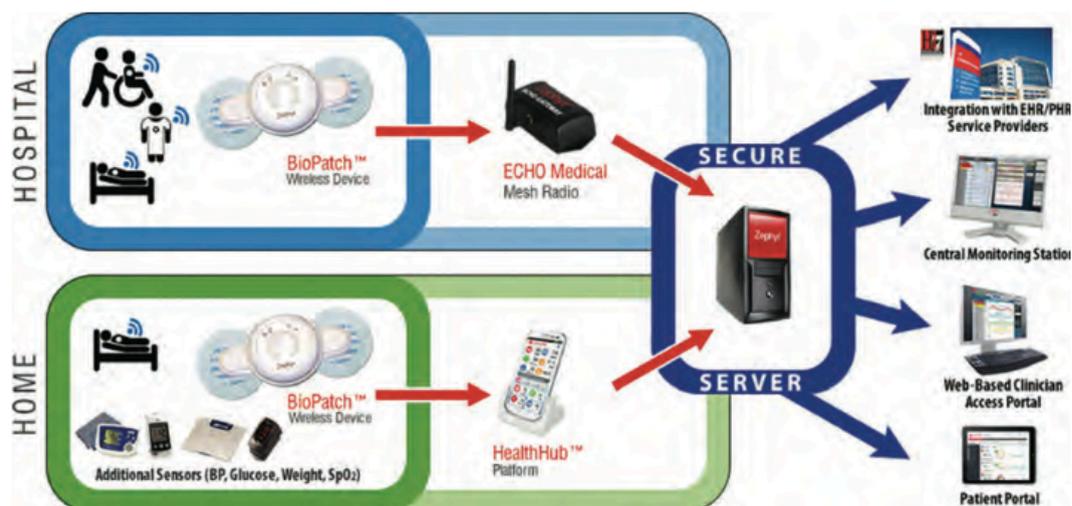


FIGURA 2.18: Esquema da transmissão dos dados recolhidos com o *BioPatch™*[24].

2.4.3 *H7 Heart Rate Sensor*

O *H7 Heart Rate Sensor*[25] da *Polar* é um dispositivo ECG portátil já equipado com tecnologia Bluetooth 4.0 (Low Energy). É um produto muito usado por consumidores de saúde e fitness. Trata-se de um dispositivo de monitorização confortável que se encontra preso a uma cinta que é colocada acima do abdómen.

Este produto tem como grande vantagem a qualidade da tecnologia sem fios, que permite atingir autonomias de até 200 horas, e o seu preço, pois pode ser adquirido online no site da Polar por 69,90 €. Por outro lado, possui uma desvantagem a nível da alimentação, que é feita através de uma pilha não recarregável (CR2025).



FIGURA 2.19: *H7 Heart Rate Sensor*[25].

2.4.4 *HeartCheck™ Pen*

O *HeartCheck Pen*[26] é um dispositivo portátil que permite medições pontuais de sinais ECG, ou seja, é um produto que serve para o utilizador fazer o seu próprio exame ECG quando sentir alguma alteração a nível cardíaco. Não possui comunicação sem fios, apenas permite a transferência de dados para o computador usando um cabo USB que é fornecido, e é alimentado por duas pilhas AAA alcalinas.

FIGURA 2.20: *HeartCheck™ Pen*[26].

2.4.5 *MyECG E3-80*

O *MyECG E3-80*[22] é um produto desenvolvido pela *MSI* que permite efetuar um exame ECG de duração regulável entre 5 minutos e 24 horas. Trata-se de um dispositivo portátil de recolha de sinais ECG com 3 canais. O armazenamento dos dados é feito num cartão SD removível, permitindo assim a sua transferência para um computador para melhor visualização. Não possui comunicação sem fios, mas possui um ecrã LCD que permite a visualização em tempo real dos dados recolhidos. Este dispositivo encontra-se representado, mais acima neste documento, pela figura 2.14.

2.4.6 Comparação dos produtos concorrentes

De modo a facilitar a visualização das vantagens e desvantagens dos produtos descritos anteriormente, elaborou-se uma tabela (Tabela 2.1) com as mais importantes características dos produtos, permitindo assim a sua comparação. No final desta dissertação será feita novamente uma comparação entre estes produtos, incluindo o produto final desenvolvido neste projeto.

Deste modo, destaca-se o *ABH & AM* como sendo o produto que possui as características mais semelhantes ao produto final deste projeto, pois permite um armazenamento dos dados recolhidos num cartão, a transferência de dados em tempo real via Bluetooth e possui uma bateria recarregável com autonomia suficiente para realizar um exame *Holter*.

| | Autonomia | Memória | Tecnologia Sem-Fios | Dimensões (mm) | Peso (g) | Preço (€) |
|--|-----------------------|----------------------------|-------------------------|--------------------------------|-----------------|-----------|
| <i>ABH</i> ^ℰ <i>AM</i> [23] | 48 horas | SD 1Gb | Bluetooth 2.1 - Class 1 | 90x40x16 | 55 (c/ bat) | 685,45 |
| <i>BioPatch</i> [24] | 24 horas | | | 27x7 (diâmetro x espessura) | 18 (c/ bat) | |
| <i>H7</i> <i>Heart</i> <i>Rate</i> <i>Sen-</i> <i>sor</i> [25] | 200 horas (CR2025) | Não possui | Bluetooth 4.0 | 55x35x15 | 25 (s/ pilha) | 69,90 |
| <i>HeartCheck</i> <i>Pen</i> [26] | (2xAAA) | Memória interna (10min) | Não Possui | 130x30x20 | 110 (c/ pilhas) | 228,38 |
| <i>ECG</i> <i>E3-</i> <i>80</i> [22] | (2xAAA) | SD Removível | Não Possui | 94x60x15 | 65 (s/ pilhas) | |

TABELA 2.1: Comparação entre produtos semelhantes já existentes no mercado.

2.5 Segurança Elétrica

Para que a eletricidade tenha algum efeito no corpo humano, devem-se verificar duas condições:

- Existência de uma diferença de potencial;
- O indivíduo tem de fazer parte do circuito elétrico permitindo que a corrente flua pelo seu corpo.

Assumindo que se verificam ambas as condições, o efeito da eletricidade no corpo vai depender da magnitude da corrente e da trajetória que esta vai percorrer no corpo. Deste modo, pode-se utilizar a Lei de Ohm para analisar o problema:

$$V = R \times I$$

onde V é a diferença de potencial, I a intensidade de corrente e R a resistência.

A maior parte dos tecidos corporais apresentam uma grande percentagem de água na sua composição. Visto que a água é um bom condutor elétrico, a fluência da corrente é favorecida, no entanto, a resistência oferecida nas extremidades do corpo limita a quantidade de corrente que circula através do corpo. A distribuição da circulação da corrente em função da resistência local do tecido faz com que exista um número considerável de possibilidades para a propagação da corrente através do corpo. Assim sendo, o contacto com uma diferença de potencial relativamente grande pode provocar apenas um pequeno choque, mas é igualmente possível que o contacto com uma pequena tensão que siga direta para o coração possa provocar uma fibrilação ventricular[27].

Por outro lado, as correntes ao passarem por um elemento resistivo dissipam-se e o efeito sentido é um aumento de temperatura. Se a temperatura for elevada, pode danificar os tecidos biológicos ou, inclusive, resultar numa queimadura. Esta probabilidade aumenta quando existe uma corrente com intensidade elevada a percorrer uma superfície com uma área relativamente pequena[27].

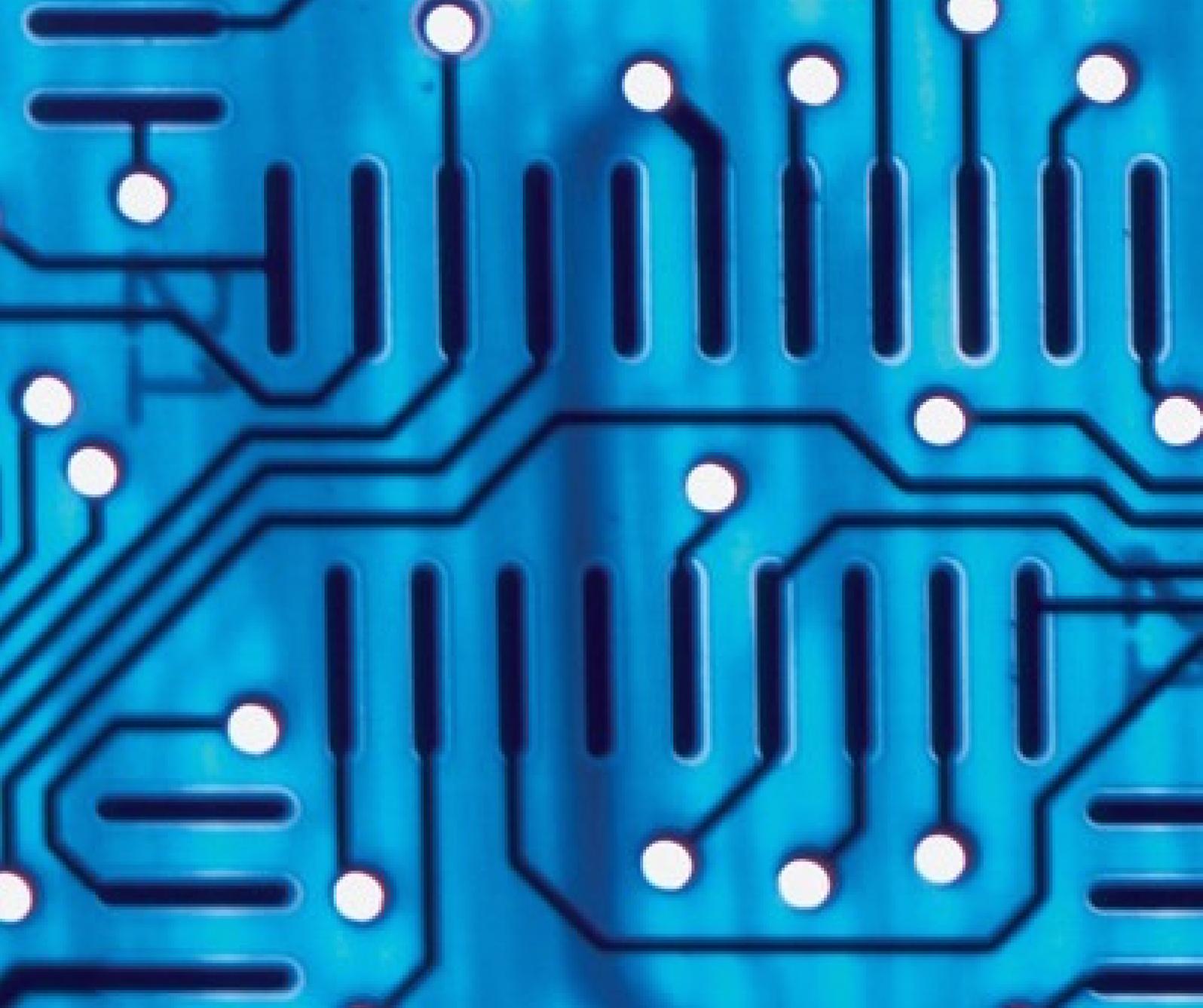
2.5.1 Normas de Segurança

As normas são uma parte integrante da conceção e desenvolvimento de produtos, e são claramente importantes em aplicações médicas. no entanto, há um aspeto adicional aos padrões de dispositivos médicos: enquanto algumas normas técnicas, tais como IEEE 802 para o *Wi-Fi*, apenas definem o desempenho final, as normas para design médico aprofundam a questão muito mais, abrangendo metodologias de projeto e verificação, avaliação da segurança e risco, implementação, e muito mais. A norma geral para este propósito é denominada *IEC 60601-1* (Requisitos gerais para a segurança básica e desempenho essencial)[28].

2.5.2 *IEC 60601-1 - General Requirements for Basic Safety and Essential Performance*

A maioria dos produtos existentes atualmente no mercado parecem simples, embora incorporem circuitos sofisticados e software que são invisíveis aos olhos do utilizador. A norma *IEC 60601-1* gere esta realidade, envolvendo-se intimamente no processo de desenvolvimento dos produtos, indo além do teste de desempenho e verificação. Isso é feito porque a complexidade do produto geralmente produz um número quase incontável de potenciais casos de teste, permutações e combinações tanto em condições normais de operação como em condições de falha única, e estes não podem ser avaliados apenas no projeto final.

A compreensão do tipo de adversidades que podem resultar de um dispositivo médico eletrônico é o ponto de partida para a implementação desta norma que regula a proteção contra perigos elétricos, contra perigos mecânicos e contra temperatura excessiva, definindo a exatidão de dados de operação e proteção contra saídas/fugas perigosas[28].



Capítulo 3

Módulo de Aquisição

Quando se fala em sistemas de aquisição, podem-se distinguir duas configurações, nomeadamente uma configuração dita analógica, que se encontra representada do lado esquerdo da figura 3.1, em que o processamento do sinal é feito através de componentes eletrônicos, e uma digital, representada do lado direito da figura, que tal como a designação indica, processa o sinal digitalmente[29].

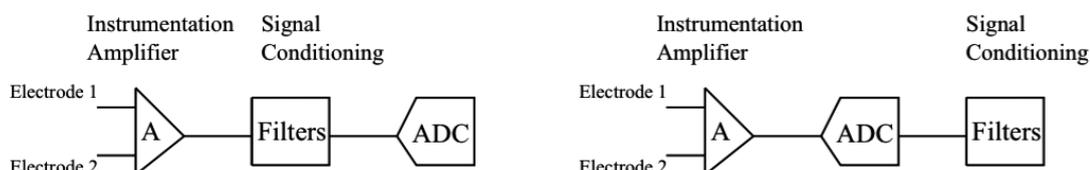


FIGURA 3.1: Processamento de sinal feito analogicamente (esquerda) e digitalmente (direita)[29]

Ambas as configurações possuem vantagens e desvantagens relativamente à outra, no caso da analógica, é mais vantajosa em termos energéticos, no entanto, a digital em algumas aplicações pode ser a mais barata, pois requer um menor número de componentes, o que leva também a uma configuração muito menor em termos de área da *PCB*.

3.1 Analog Front Ends

Por *Analog Front End* entende-se todos processos analógicos que ocorrem desde que o sinal é recolhido até que este seja convertido pelo *ADC* ao domínio digital (figura 3.2). Para o caso de um sinal ECG, o que se pretende a nível analógico, é que seja feita uma boa filtragem permitindo a visualização de um sinal adequado. Como este projeto consiste em realizar um dispositivo de ECG portátil, pretende-se também que a *PCB* tenha a menor área possível, e conseqüentemente o menor número de componentes possível.

Existem atualmente duas possibilidades distintas para a construção do hardware:

- Soluções discretas;

- Soluções integradas.

Nas soluções discretas tem de haver uma seleção e montagem completa de todos os componentes individualmente, desenhando todo o circuito desde aquisição do sinal até à sua conversão para o domínio digital.

Nas soluções integradas aplica-se um circuito integrado que inclui todos os componentes necessários ao processamento do sinal, poupando assim muito espaço.

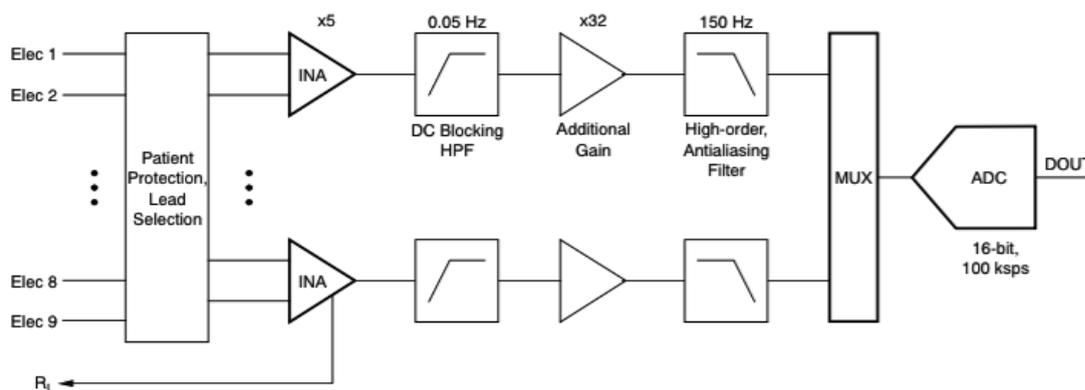


FIGURA 3.2: Representação gráfica de um *Analog Front End* (com amostragem sequencial) típico para um ECG[30].

3.1.1 Amplificadores Operacionais

Os amplificadores são necessários para amplificar sinais de pequena amplitude,[31] como por exemplo, sinais ECG, devido à ordem de grandeza dos sinais originários dos impulsos elétricos do coração. Encontram-se exemplos de amplificadores operacionais e respetivas características na tabela 3.1.

3.1.2 Amplificador de Instrumentação

O bloco mais importante do diagrama de componentes de um ECG portátil, e que corresponde ao bloco de maior consumo é o pré-amplificador ou amplificador de instrumentação (IA)[34]. Um amplificador de instrumentação é um amplificador

| Nome | OPA27[32] | OPA2725[33] |
|---------------------------|---|--|
| Imagem |  |  |
| Nº de canais | 1 | 2 |
| Corrente por canal (mA) | 5,7 | 5,5 |
| Largura de Banda (MHz) | 8 | 20 |
| Tensão de Alimentação (V) | 8 - 44 | 4 - 12 |
| CMRR (min)(dB) | 100 | 94 |
| Preço (USD) | 1,18 1 ku | 1,70 1 ku |

TABELA 3.1: Exemplos de amplificadores operacionais existentes no mercado (Texas Instruments).

diferencial de elevado desempenho que consiste de vários amplificadores operacionais em malha-fechada. Um amplificador de instrumentação ideal tem uma saída que apenas depende da diferença entre as suas duas entradas V_1 e V_2 [31], isto é :

$$V_{out} = K(V_2 - V_1)$$

onde K é conhecido com precisão e pode variar numa gama relativamente grande. Um amplificador de instrumentação, representado na figura 3.3, deve ter um ganho que pode ser definido por uma única resistência externa e deve combinar as seguintes características:

- Elevada impedância de entrada;
- Elevada $CMRR$;
- Baixa tensão de *offset* na entrada;
- Baixo coeficiente térmico de tensão de *offset*.

As características aqui referidas coincidem com as características elétricas de um sinal ECG descritas no capítulo anterior.

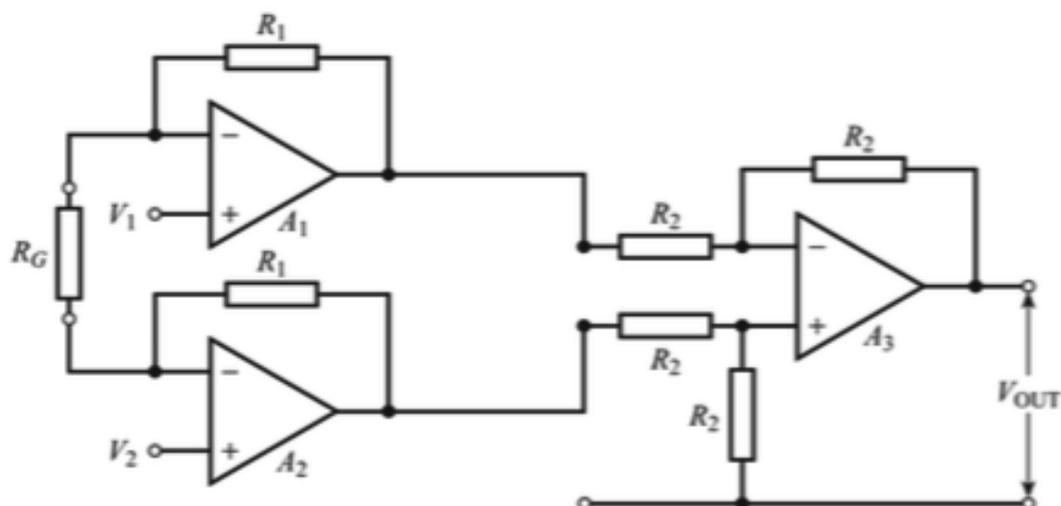


FIGURA 3.3: Montagem típica de um amplificador de instrumentação[31].

Na tabela 3.2 encontram-se alguns exemplos de amplificadores de instrumentação existentes no mercado, assim como as suas propriedades:

| Nome | INA827[35] | INA333[36] | INA2332[37] |
|--------------------------------|---|---|---|
| Imagem |  |  |  |
| Nº de canais | 1 | 1 | 2 |
| Corrente por canal (mA) | 0,2 | 0,05 | 0,415 |
| Largura de Banda (kHz a G=100) | 150 | 3 | 500 |
| Tensão de Alimentação (V) | 2,7 - 36 | 1,8 - 5,5 | 2,5 - 5,5 |
| CMRR (min)(dB) | 110 | 100 | 60 |
| Preço (USD) | 1,10 1 ku | 1,80 1 ku | 0,95 1 ku |

TABELA 3.2: Exemplos de amplificadores de instrumentação existentes no mercado (Texas Instruments).

3.1.3 Filtros Analógicos

Os filtros são circuitos elétricos que processam os sinais de uma maneira dependente da frequência. Existem dois grandes tipos de filtros básicos a partir dos

quais, e da sua acoplação, se poderá condicionar o sinal. São eles os filtros passa-baixo e passa-alto. Assim, dentro da gama de processamento de sinal em função da frequência encontram-se, os filtros representados na figura 3.4[38].

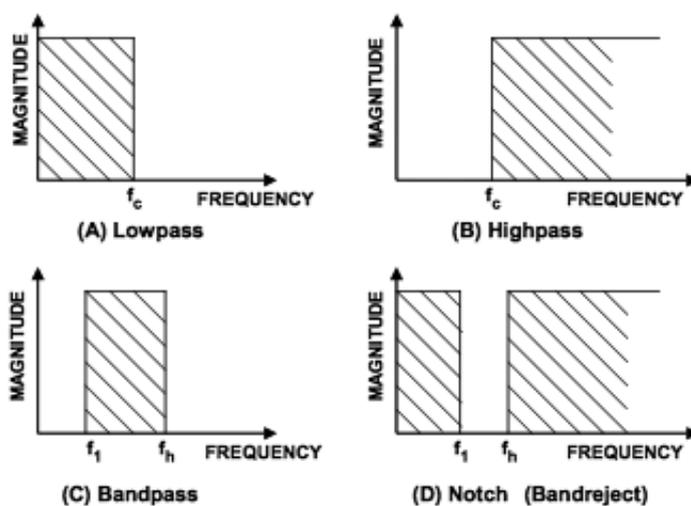


FIGURA 3.4: Representação gráfica dos 4 tipos de filtros ideais, sendo A - passa-baixo, B - passa-alto, C - passa-banda, D - *notch*[38].

Tal como se pode ver pela figura 3.4, existem 4 tipos de filtros principais, no entanto é muito difícil obter os resultados mostrados acima, pois a transição na realidade não será instantânea, como se verifica nos modelos idealizados, existindo bandas de transição, tal como se pode ver na figura 3.5.

Os 4 tipos de filtros, que serão descritos detalhadamente mais à frente, são:

- Filtros Passa-baixo – rejeitam as frequências superiores à frequência de corte (f_c);
- Filtros Passa-alto rejeitam as frequências inferiores à frequência de corte;
- Filtros Passa-banda permitem a passagem de uma determinada gama de frequências, rejeitando todas as outras;
- Filtros *notch* rejeitam apenas uma banda de frequência específica e habitualmente muito estreita, deixando passar as outras.

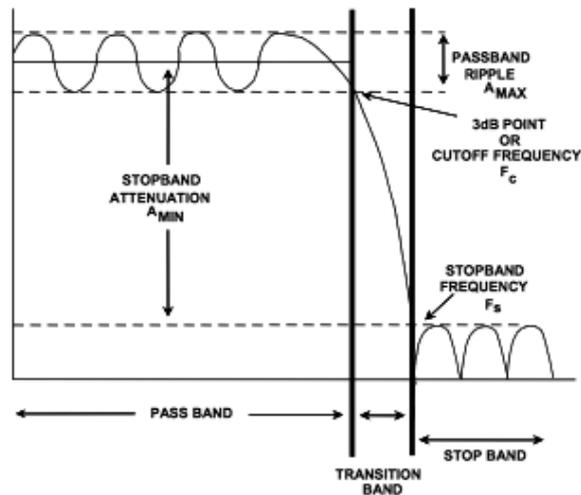


FIGURA 3.5: Representação de um filtro passa-baixo real[38].

3.1.4 Conversor Analógico-Digital (ADC)

Um ADC é um dispositivo que converte grandezas físicas (valor analógico) em grandezas elétricas (valor digital). De seguida irão ser estudadas algumas propriedades dos ADCs cujo objetivo é definir a seleção dos componentes a usar. As propriedades que se definiram como fundamentais são a resolução e o tipo de amostragem.

3.1.4.1 Resolução

A resolução é o número de bits que um ADC usa para representar um sinal analógico. O número de bits representa a potência de base 2 que define o número total de intervalos em que o sinal analógico pode ser decomposto. Por exemplo, um ADC com uma resolução de 8 bits possui um total de $2^8 = 256$ intervalos possíveis para representação de um sinal analógico, enquanto um de 16 bits possui já 65536, permitindo, assim, uma exatidão muito maior[31].

Relativamente à escolha dos ADC, existem duas possibilidades que passam pela escolha de um ADC de baixa (≤ 16 bits) ou alta (24 bits) resolução. Aquando da utilização de *low-noise amplifiers* pode-se obter um elevado ganho sobre o sinal

inicial, na ordem de 500, podendo ser utilizado um ADC de baixa resolução, tal como se pode ver do lado esquerdo da figura 2.10[30].

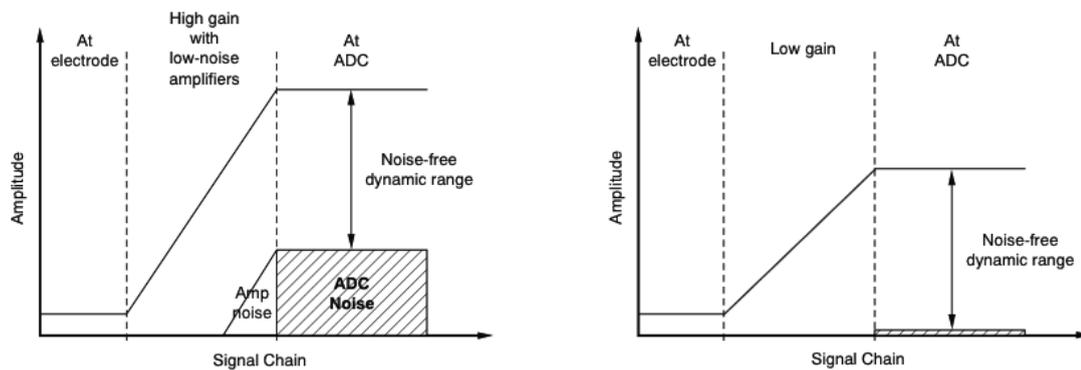


FIGURA 3.6: Sinal com ADC de baixa resolução (esquerda) e alta resolução (direita)[30].

Por outro lado, é possível utilizar um ganho na ordem dos 5 e um ADC de alta resolução mantendo o *noise-free dynamic range* igual, tal como se pode observar do lado direito da figura 3.6. Esta alternativa tem um impacto muito grande no produto final diminuindo bastante a quantidade de componentes necessários e, consequentemente, o tamanho e preço final do produto, que são características basilares na realização deste projeto.

3.1.4.2 Tipo de Amostragem

Em relação à amostragem, existem 2 soluções distintas que envolvem o número de ADCs a usar. Pode usar-se um ADC dedicado apenas a um canal, analisando todos os canais simultaneamente, tal como se pode ver na figura 3.7, ou então podem multiplexar-se os sinais provenientes dos diferentes canais, fazendo com que um único ADC consiga digitalizar todos os sinais sequencialmente.

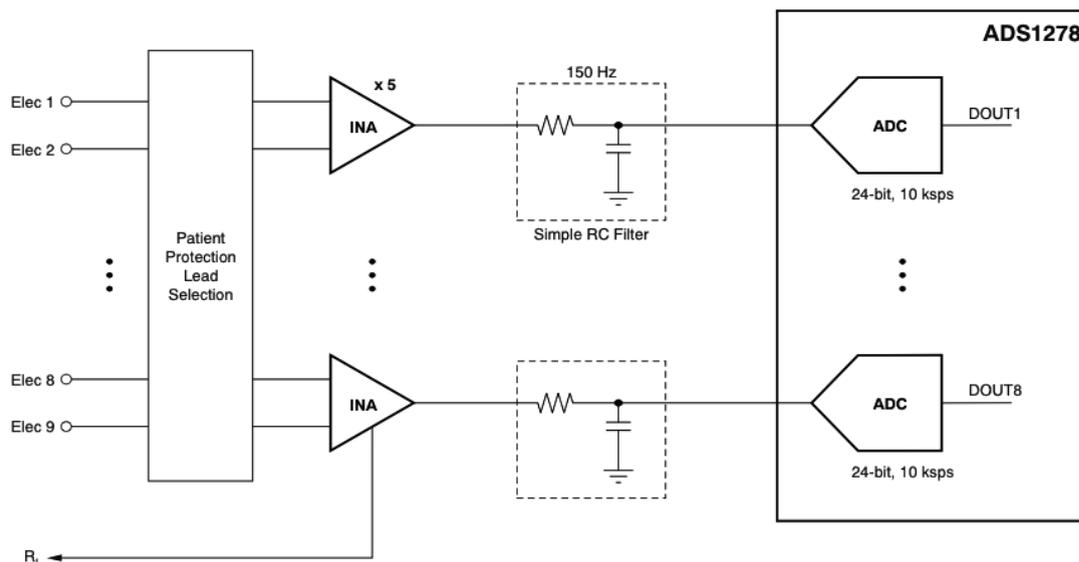


FIGURA 3.7: Amostragem simultânea usando um AFE da Texas Instruments (ADS1278)[30].

Uma amostragem sequencial, como se pode ver na figura 3.8, poderá reduzir o número de componentes a usar, no entanto esta questão será aprofundada mais à frente, aquando da realização do estudo dos AFEs existentes no mercado. Por outro lado, é sabido que este tipo de amostragem torna o sistema mais lento quando comparado com amostragem simultânea. Neste caso, a velocidade de aquisição do ADC necessitará de ser tanto maior quanto maior for o número de canais que o dispositivo de ECG contiver. Isto implica que se utilize um ADC de alto processamento, que requer igualmente maior energia[30].

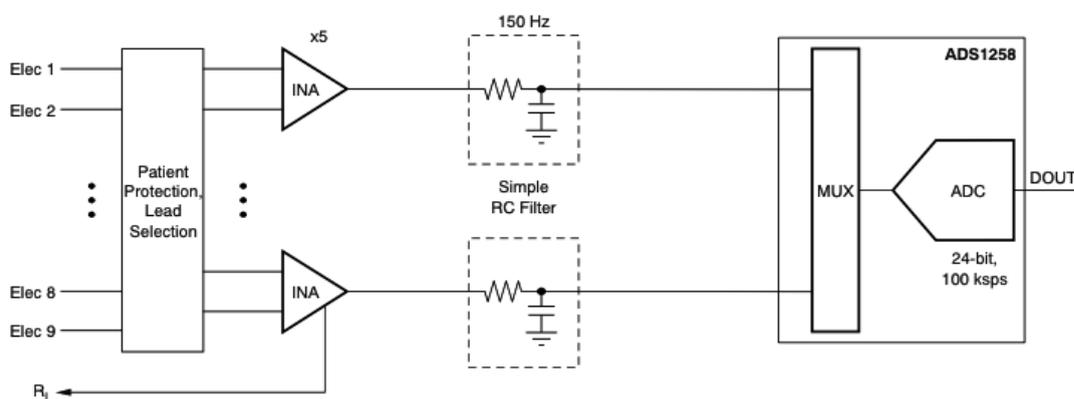


FIGURA 3.8: Amostragem sequencial usando um AFE da Texas Instruments (ADS1258)[30].

3.2 Right Leg Drive

Aquando da realização do eletrocardiograma, o paciente não se encontra diretamente ligado à terra, no entanto, encontra-se ligado através de um elétrico na sua perna direita a um circuito de amplificação auxiliar. Este circuito leva a que a tensão de modo comum no corpo, medida através das duas resistências intermédias existentes no amplificador de instrumentação seja invertida, amplificada e reenca-minhada para a perna direita. Trata-se de um circuito de feedback que serve para reduzir o sinal de modo comum recolhido aquando da realização do exame[39].

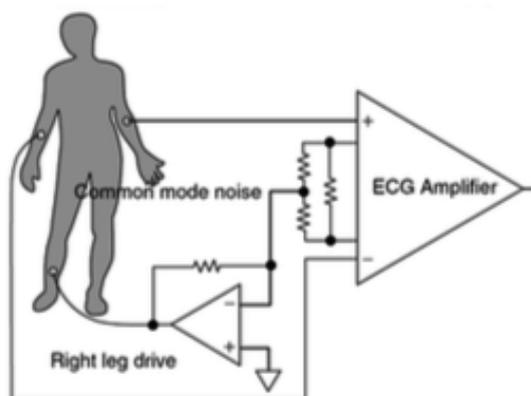


FIGURA 3.9: Exemplo de um circuito de Right Leg Drive[40].

Este circuito fornece também alguma segurança ao paciente, uma vez que numa situação de curto-circuito, o amplificador inversor vai saturar e as resistências que se encontram entre o amplificador do sinal ECG e o paciente, sendo da ordem de $M\Omega$, irão limitar a corrente, impedindo que esta chegue ao paciente.

3.3 Baseline Drift

Uma fonte de ruído do sinal ECG é a tensão DC que se mede no paciente. Este sinal de baixa frequência (0 - 0,5 Hz) é causado principalmente pelo movimento do corpo (efeitos da respiração) ou pela transpiração que causa um aumento de impedância medido nos elétricos, corrompendo o sinal de ECG com uma tensão de offset[41].

Este ruído tem que ser eliminado por um filtro passa-alto com frequência de corte de aproximadamente 0,5 Hz. A frequência de corte é calculada recorrendo ao mínimo batimento cardíaco. Devido à falta de precisão associada e este cálculo, recorre-se a uma amplificação inicial, de seguida aplicam-se filtros para remover este ruído e por fim realiza-se uma amplificação maior do sinal já limpo. Este processo encontra-se representado na figura 3.2.

3.4 Soluções Integradas - Integrated Analog Front Ends

Existem atualmente soluções integradas que incorporam todos os componentes usualmente requeridos num equipamento médico de ECG portátil. A gama de Analog Front Ends (AFEs) integrados da Texas Instruments apresenta uma solução com multicanais, permitindo amostras simultâneas, com ADCs até 24 bits, com amplificadores de ganho programáveis (PGAs) e até com o circuito de remoção do Right Leg Drive. Este tipo de sistema integrado, encontrado na tabela 3.3, apresenta inúmeras vantagens em termos de tamanho, energia dispendida ou ainda em termos de custo[42].

| | ADS1191 | ADS1192 | ADS1293 | ADS1294 | ADS1296 | ADS1298 |
|-------------------------------|------------|------------|------------|-------------|-------------|-------------|
| Resolução (Bits) | 16 | 16 | 24 | 24 | 24 | 24 |
| Taxa de Amostragem max (KSPS) | 8 | 8 | 25.6 | 32 | 32 | 32 |
| Nº de Canais de Entrada | 1 | 2 | 3 | 4 | 6 | 8 |
| Nº de ADCs | 2 | 2 | 3 | 8 | 8 | 8 |
| Tensão de operação (V) | 2.7 - 5.25 | 2.7 - 5.25 | 2.7 - 5.5 | 2.7 - 5.25 | 2.7 - 5.25 | 2.7 - 5.25 |
| Consumo (mW) | 0.335 | 0.67 | 0.9 | 3 | 5.3 | 6 |
| Interface | Serial SPI | Serial SPI | Serial SPI | Serial SPI | Serial SPI | Serial SPI |
| Temperatura de operação (°C) | -40 - 85 | -40 - 85 | -20 - 85 | -40 - 85 | -40 - 85 | -40 - 85 |
| Preço (US\$) | 2.95 1ku | 3.85 1ku | 5.50 1ku | 11.95 1ku | 17.95 1ku | 23.95 1ku |

TABELA 3.3: Exemplos de AFE da Texas Instruments desenvolvidos especificamente para aplicações em instrumentação médica e medição de biopotenciais.

3.4.1 ADS1293

O ADS 1293[42] faz parte de um conjunto de soluções integradas desenvolvidas pela Texas Instruments para aplicações em instrumentação médica e medição de biopotenciais. O ADS1293 incorpora todos os recursos necessários no que diz respeito a aplicações portáteis, médicas, de baixo consumo de energia, aplicações de fitness e especificamente de eletrocardiograma (ECG).

3.4.1.1 Características

Esta gama de circuitos integrados possuem amplificadores de aquisição de sinal e respectivos ADC's. Neste caso em particular, o ADS1293 possui 3 canais de entrada analógica, assim como 3 ADC's permitindo realizar eletrocardiogramas com 3 derivações distintas. As características do ADS1293 encontram-se em detalhe na tabela 3.1. Na figura 3.10 encontra-se o respetivo diagrama de blocos.

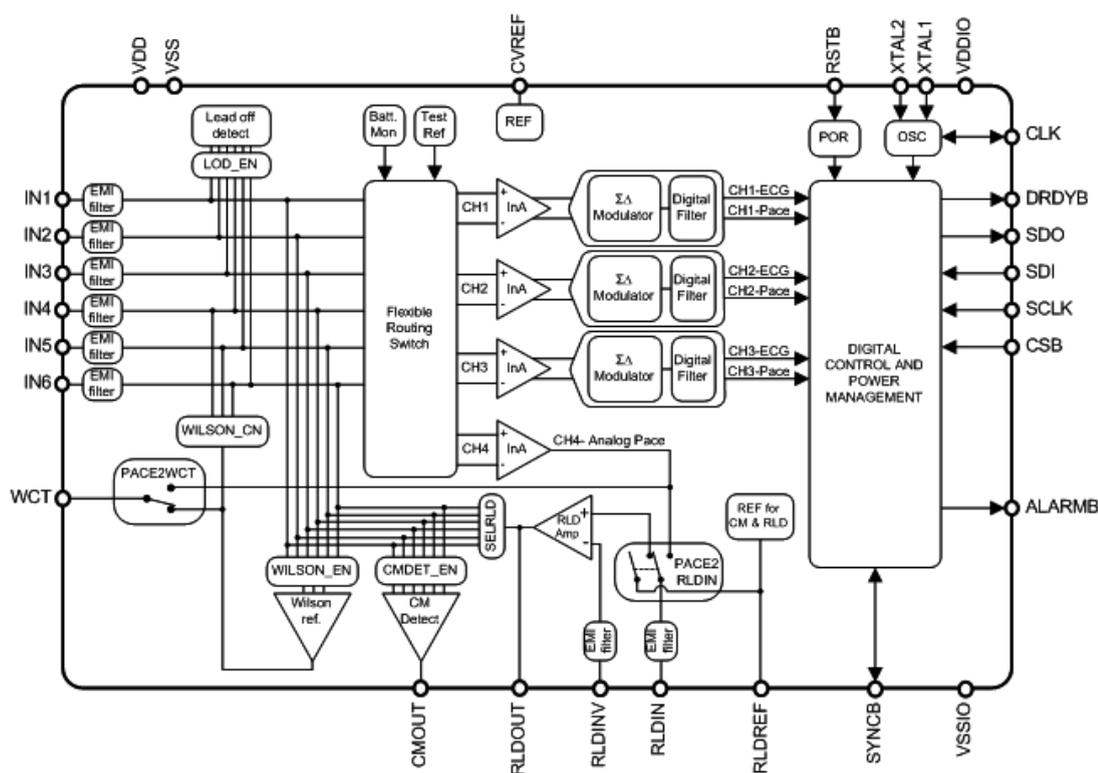


FIGURA 3.10: Diagrama de blocos do circuito integrado do ADS1293[42].

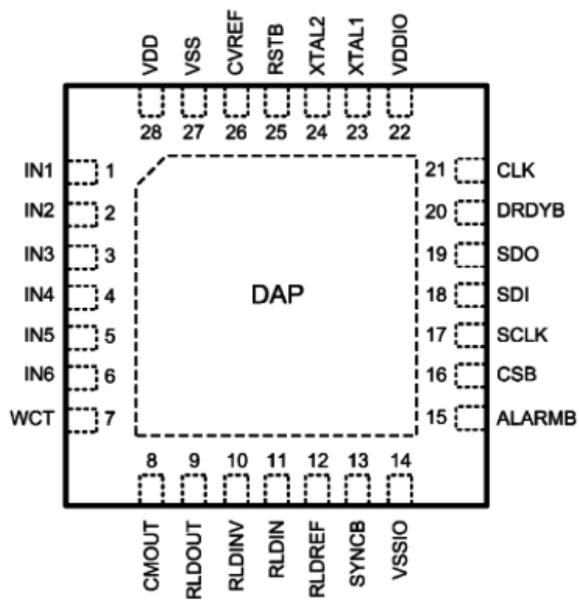


FIGURA 3.11: Configuração dos pinos do chip ADS1293[42].

| PIN | | TYPE | FUNCTION |
|-----------|-------|----------------|--|
| NAME | NO. | | |
| IN1 - IN6 | 1 - 6 | Analog Input | Electrode input signals |
| WCT | 7 | Analog Output | Wilson reference output or analog pace channel output |
| CMOUT | 8 | Output | Common-mode detector output |
| RLDOUT | 9 | Analog Output | Right-leg drive amplifier output |
| RLDINV | 10 | Analog Input | Right-leg drive amplifier negative input |
| RLDIN | 11 | Analog I/O | Right-leg drive amplifier positive input or analog pace channel output |
| RLDREF | 12 | Analog Output | Internal right-leg drive reference |
| SYNCB | 13 | Digital I/O | Sync bar; multiple-chip synchronization signal input or output |
| VSSIO | 14 | Digital Supply | Digital input/output supply ground |
| ALARMB | 15 | Digital Output | Alarm bar |
| CSB | 16 | Digital Input | Chip-select bar |
| SCLK | 17 | Digital Input | Serial clock |
| SDI | 18 | Digital Input | Serial data input |
| SDO | 19 | Digital Output | Serial data output |
| DRDYB | 20 | Digital Output | Data ready bar |
| CLK | 21 | Digital I/O | Internal clock output or external clock input |
| VDDIO | 22 | Digital Supply | Digital input/output supply |
| XTAL1 | 23 | Digital Input | External crystal for clock oscillator |
| XTAL2 | 24 | Digital Input | External crystal for clock oscillator |
| RSTB | 25 | Digital Input | Reset bar |
| CVREF | 26 | Analog I/O | External cap for internal reference voltage |
| VSS | 27 | Analog Supply | Power supply ground |
| VDD | 28 | Analog Supply | Positive power supply |
| DAP | | | No connect |

TABELA 3.4: Nome e Função dos pinos do IC ADS1293

Como se pode na tabela 3.4, o IC ADS1293 possui um circuito para o Right Leg Drive, que, como foi supracitado, é parte integrante e de elevada importância num sistema de medição de potenciais biológicos, pela capacidade de redução do ruído de modo comum.

3.4.1.2 Filtragem do ADS1293

O ADS1293 possui módulos de EMI, ou seja, filtros de interferência eletromagnética, em cada entrada diferencial, tal como se pode verificar na figura 3.10. Estes módulos têm como objetivo eliminar o ruído proveniente de transmissores RF.

Outro tipo de filtragem existente no ADS1293 é a filtragem digital programável que surge após o modulador sigma-delta (SDM) em cada um dos canais. O SDM recebe o sinal de saída dos amplificadores e converte-os num fluxo de bits de alta resolução. Estes filtros digitais processam o sinal, reconstruindo-o a partir do fluxo de bits de saída do SDM[42].

3.4.1.3 Wilson Reference

O ADS1293 possui um bloco de referência *Wilson*, composto por três *buffer* e resistências que podem gerar as tensões dos terminais *Terminal Central Wilson* (WCT). Cada um dos três amplificadores tampão pode ser ligado a qualquer pino de entrada, desde IN1 até IN6, programando os registos *WILSON_EN1*, *WILSON_EN2*, e *WILSON_EN3*. Um buffer que não esteja ligado a um pino de entrada é automaticamente desativado. Quando desativado, os buffers apresentam uma impedância de alto débito[42].

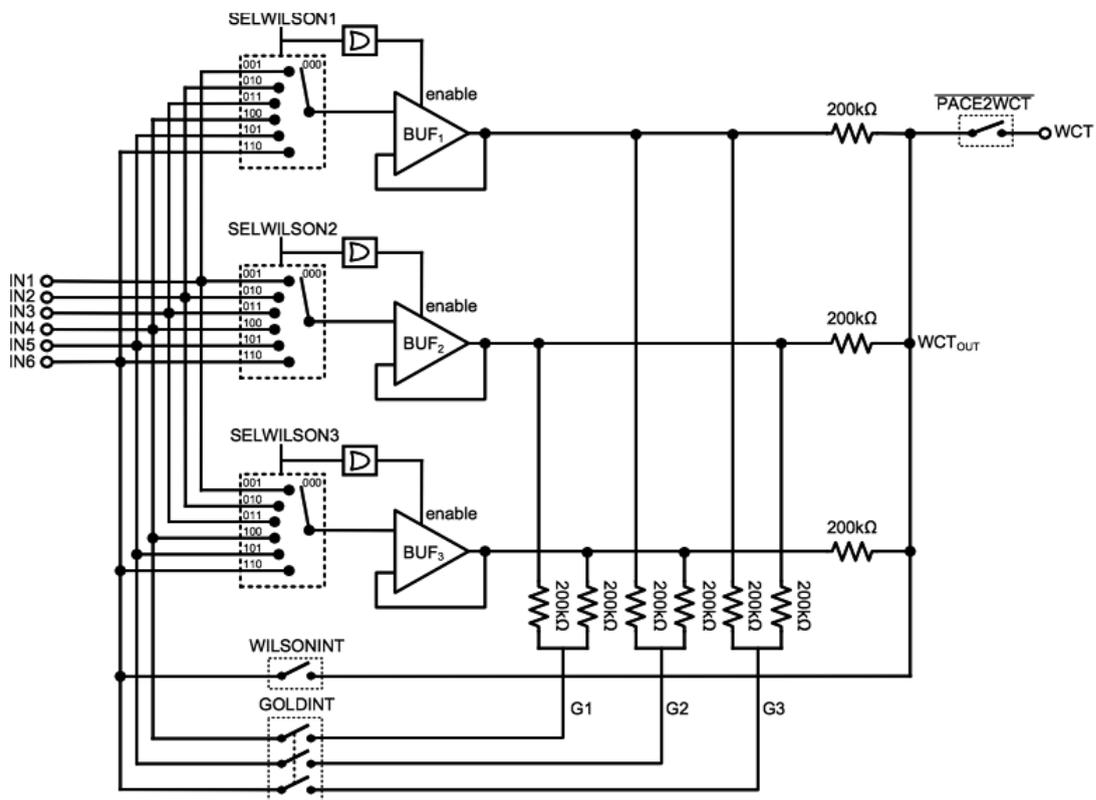


FIGURA 3.12: Wilson Reference Generator Circuit[42].

A saída da Referência de Wilson pode ser encaminhada internamente para o pino IN6, e as saídas da referência.

Num ECG padrão de 5 elétrodos, o WCT é usado como a referência de tensão para os elétrodos do tórax, que são medidos diferencialmente contra esta referência. O terminal central Wilson é definido como a média dos três elétrodos nos membros, RA, LA, e LL:

$$WCT = \frac{RA+LA+LL}{3}$$

A saída do WCT gerado pelo ADS1293, como se pode verificar na figura 3.12, é dada por:

$$WCT = \frac{BUF_1+BUF_2+BUF_3}{3}$$

3.4.2 Exa4Life ECG Monitor

Tal como referido anteriormente, esta dissertação tem como base o trabalho "Desenvolvimento de um dispositivo portátil de eletrocardiograma"[43] da autoria de David Bento, no qual foi desenvolvido um dispositivo de ECG composto por uma placa de desenvolvimento da Atmel, nomeadamente a ATmega 128 Development Board que se encontra na figura 3.13, e um módulo de aquisição no qual se aplica um ADS1192.



FIGURA 3.13: Exa4Life ECG Monitor desenvolvido por David Bento[43].

Foram realizados testes a este hardware, no qual se procedeu à recolha de um sinal de ECG gerado pelo Fluke ESA620[44] e transmissão via porta de série para o computador. No computador, numa fase inicial de testes, recolheram-se dados através de um programa chamado *Terminal*. Os dados eram gravados num ficheiro *.log* e, de seguida, fazia-se o gráfico dos dados recolhidos recorrendo ao *MATLAB*[®].

Numa fase mais avançada, desenvolveu-se um programa em *C#* recorrendo ao *Visual Studio* que permitia recolher e visualizar os dados em tempo-real quer numa consola, sob forma de string, quer num gráfico que era atualizado automaticamente. A interface desse software encontra-se na figura 3.14

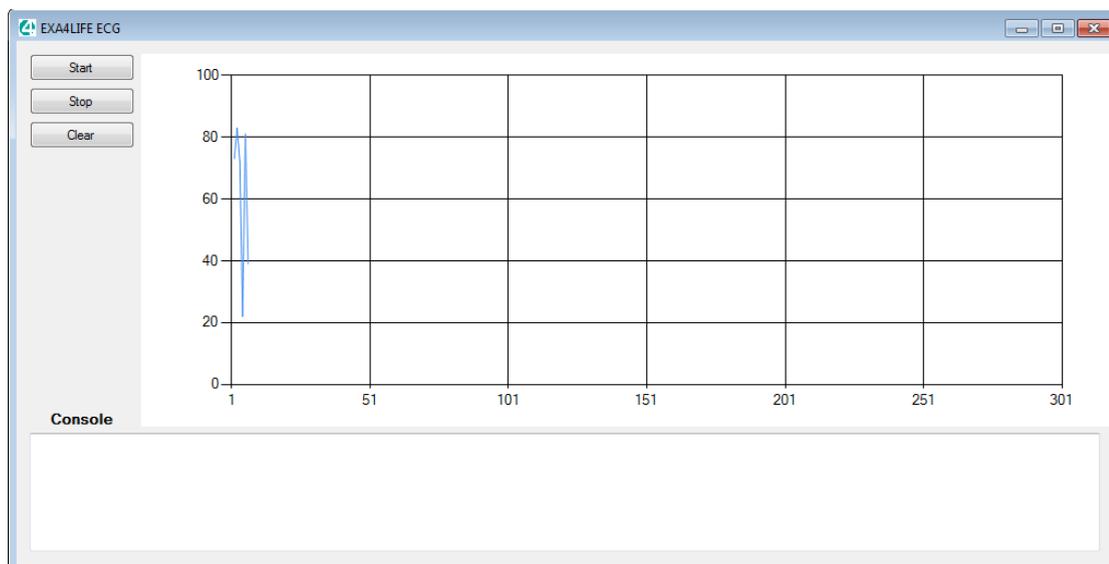
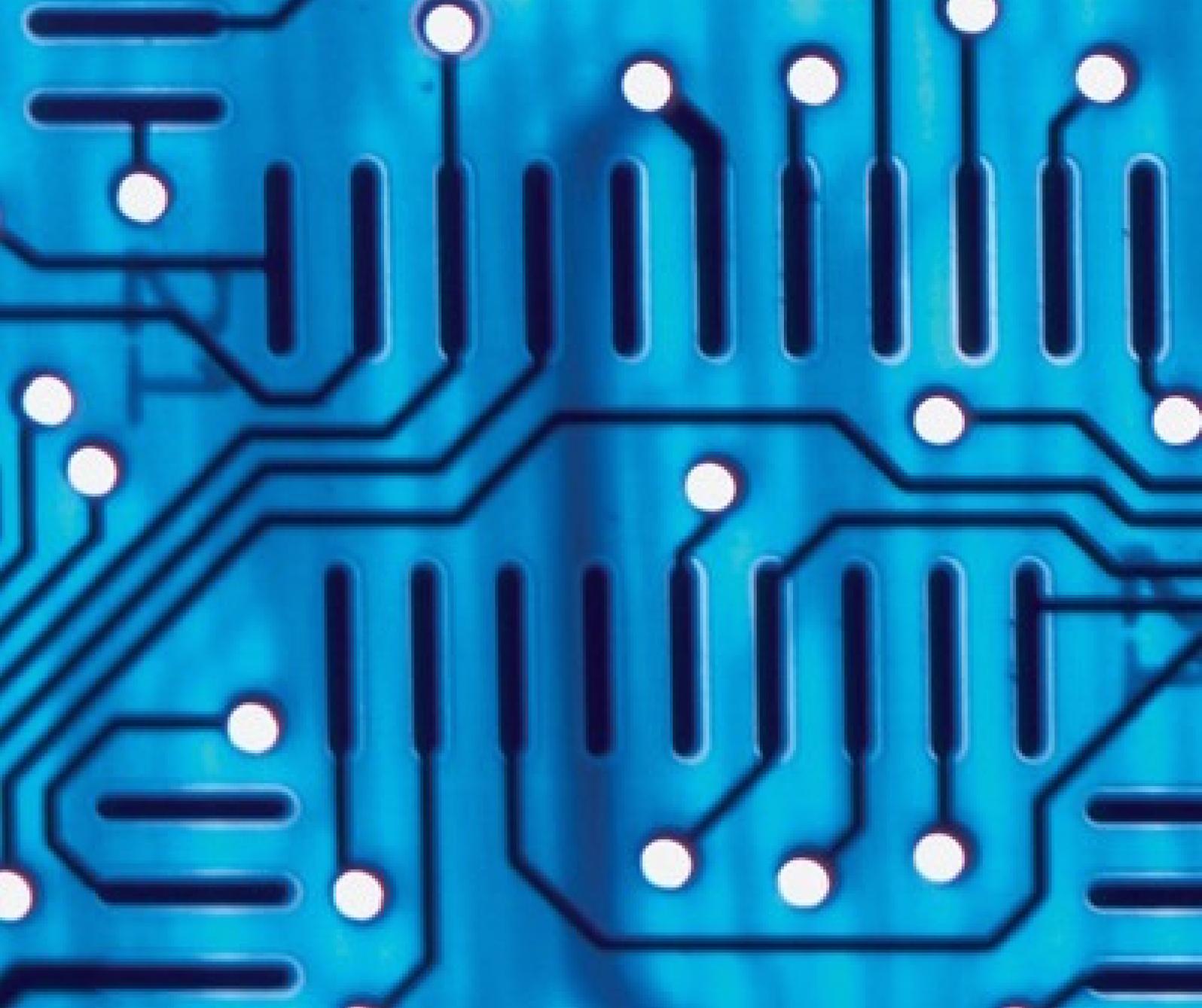


FIGURA 3.14: Software de visualização do sinal ECG em tempo real.

Do estudo do projeto realizado pelo Eng. David Bento, resultou o conceito e alguma experiência ao testar o dispositivo desenvolvido. Tendo retirado algumas bases do mesmo, procedeu-se ao estudo dos conceitos anatómicos, fisiológicos e físicos do sistema cardiovascular de modo a perceber quais as características do sinal a recolher. Com essa informação foi possível avançar para uma especificação de requisitos que resultou num conjunto de informação que permitiu o planeamento do hardware e do software. Para o desenvolvimento de hardware, houve a necessidade de aprender a usar o *AltiumDesigner*[®] e estudar intensivamente os *datasheets* dos componentes seleccionados. Esse estudo de *datasheets*, permitiu também perceber como fazer a interface entre os componentes do sistema, que resultou no desenvolvimento de firmware. O firmware foi desenvolvido em Atmel Studio, usando a framework do Atmel Studio.



Capítulo 4

Protocolos de Comunicação

Neste capítulo será feito um estudo relativamente aos protocolos de comunicação sem-fios existentes. Sendo o Bluetooth o protocolo usado neste projeto, este será focado mais detalhadamente que as restantes alternativas.

4.1 Wi-Fi

Wi-Fi é um conjunto de especificações para redes locais sem-fios (WLAN - *Wireless Local Area Network*) baseada no padrão IEEE 802.11. Esta tecnologia permite implementar redes que conetam computadores e outros dispositivos compatíveis que se encontram dentro do raio de alcance do router. As redes Wi-Fi operam principalmente nas bandas de rádio de 2,4 GHz conseguindo atingir taxas superiores a 54 Mbps[45].

Embora o Wi-fi seja altamente usado para uso doméstico de acesso à internet, a suas características têm sido exploradas passando a ter aplicações em diversas áreas:

- Dispositivos médicos e monitorização remota de pacientes;
- Automação industrial e doméstica, monitorização remota, registo de dados e diagnóstico;
- Videoconferência;
- Segurança e vigilância.

4.1.1 Protocolos de Segurança

No protocolo de comunicação Wi-Fi, ao contrário da ligação à internet por cabo Ethernet, é possível estabelecer ligação com qualquer dispositivo que seja compatível com a tecnologia. De modo a evitar ligações indesejadas a uma rede privada, foram criados alguns protocolos de segurança que obrigam o utilizador a introduzir uma palavra-chave geral (*WEP*) ou em casos de maior segurança o utilizador deve

identificar-se introduzindo o seu nome de utilizador e a sua palavra-chave pessoal (WPA)[45].

Dentro destes dois protocolos de segurança existem algumas derivações, nomeadamente WEP2 e WPA2 que possuem encriptação mais segura e eficiente que os protocolos supramencionado.

4.1.2 Derivações IEEE 802.11

O padrão IEEE 802.11 possui diversas versões, que à medida que a tecnologia foi evoluindo estas foram substituídas por novas versões. Atualmente, a versão mais usada, principalmente devido às vantagens que esta oferece para uso doméstico, é a 802.11g. O principal atrativo do padrão 802.11g é poder trabalhar com taxas de transmissão de até 54 Mbps, assim como acontece com o padrão 802.11a. No entanto, ao contrário desta versão, o 802.11g opera com frequências na faixa de 2,4 GHz (canais de 20 MHz) e possui praticamente o mesmo poder de cobertura do seu antecessor, o padrão 802.11b. Podem encontrar-se na tabela 4.1 as características das versões de 802.11 mais populares.

| Protocolo | Publicação | Frequência (GHz) | Largura de Banda (MHz) | Velocidade de Transferência (Mbps) | Alcance (m) | |
|-----------|------------|------------------|------------------------|------------------------------------|-------------|------------|
| | | | | | Interior | Exterior |
| 802.11 | 06/97 | 2,4 | 22 | 1 - 2 | 20 | 100 |
| 802.11a | 09/99 | 3,7 / 5,0 | 20 | 6 - 54 | - / 35 | 5000 / 120 |
| 802.11b | 09/99 | 2,4 | 22 | 1 - 11 | 35 | 140 |
| 802.11g | 06/03 | 2,4 | 20 | 6 - 54 | 38 | 140 |
| 802.11n | 10/09 | 2,4 / 5,0 | 20 / 40 | 7,2 - 72,2 / 15 - 150 | 70 | 250 |
| 802.11ac | 12/13 | 5 | 20/40/60/160 | 87,6 - 866,7 | - | - |
| 802.11ad | 12/12 | 60 | 2160 | até 6912 | - | - |

TABELA 4.1: Características das diferentes versões de Wi-Fi existentes.

4.1.3 Wi-Fi Direct

Tendo em conta que o Wi-Fi exigia sempre ligação através de um router ou hotspot, foi lançada uma tecnologia nova denominada *Wi-fi Direct* que permite a computadores, smartphones ou qualquer outro dispositivo equipado com essa tecnologia

de comunicarem entre si, transferir dados, partilhar fotos, entre outros, sem a necessidade de se ligarem a uma rede criada por um terceiro dispositivo.

Esta tecnologia permite uma rápida e segura comunicação introduzindo um código ou encostando dois dispositivos equipados com tecnologia NFC. É um meio de comunicação altamente seguro, pois todas as ligações são protegidas por WPA2 e todos os dados permanecem entre os dois dispositivos, não sendo feito upload para a rede aquando da comunicação[46].

No que diz respeito à compatibilidade, é possível estabelecer ligação entre dispositivos desde que todos possuam tecnologia Wi-Fi e apenas um seja compatível com Wi-Fi Direct.

4.2 ZigBee

ZigBee[47] é um padrão que define um conjunto de protocolos de comunicação a curta distância e com uma baixa taxa de transmissão de dados. Dispositivos compatíveis com comunicação sem-fios baseada em ZigBee operam em bandas de frequência de 868 MHz, 915 MHz e 2,4 GHz. A taxa de transferência de dados máxima é de 250 Kbps. As principais aplicações para a tecnologia ZigBee são os dispositivos alimentadas por bateria cujos principais requisitos são:

- baixa taxa de transmissão de dados;
- transmissão de dados a curta distância;
- baixo custo;
- autonomia do dispositivo.

4.3 Bluetooth

O Bluetooth é um protocolo de comunicação sem-fios que opera na mesma banda de frequência *ISM* (industrial, scientific and medical) não licenciada, onde existem outros protocolos de comunicação, tais como, ZigBee e Wi-Fi.

No sistema Bluetooth aplica-se uma conexão ponto-a-ponto (apenas duas unidades Bluetooth envolvidos), ou uma conexão ponto-a-multiponto, que se encontra representada na figura 4.1. Na conexão ponto-a-multiponto, o canal é compartilhado entre várias unidades Bluetooth. Duas ou mais unidades que partilhem o mesmo canal formam um *piconet*. Uma unidade Bluetooth atua como *master* do *piconet*, enquanto que as outras unidades atuam como *slave*. Por cada *piconet* podem estar 7 *slaves* ativos[48].

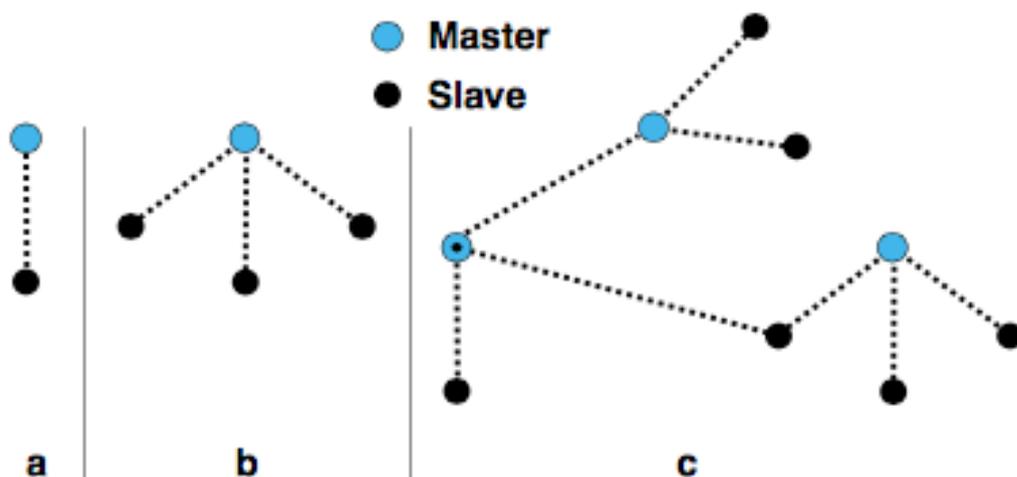


FIGURA 4.1: *Piconet* de operação única(a), *Piconet* de múltiplas operações(b), Operação *scatternet*(c).

Quando vários *piconets* se unem, forma-se um *scatternet* (ver figura 4.1 c). Nos *scatternet* os *slaves* podem participar em diversos *piconets* simultaneamente, e um *master* pode atuar como *slave* de outro *piconet*.

4.3.1 Classificação

O Bluetooth pode ser classificado de várias formas distintas, sendo que a primeira passa pela potência máxima permitida e o alcance máximo, cujos dados se encontram na tabela 4.2.

Como seria de esperar, e tendo em conta que o Bluetooth é um protocolo de comunicação primariamente projetado para comunicação a curta distância e para dispositivos portáteis, quanto maior for o alcance ou a velocidade de transmissão de dados, mais caro é o *microchip* e maior será o consumo de energia, reduzindo significativamente a autonomia do dispositivo. Deste modo, a seleção do *microchip* deve resultar de uma análise aos requisitos necessários do sistema que se pretende desenvolver, de modo a que o protocolo cumpra esses mesmos requisitos[48].

| Classe | Potência máxima permitida (mW) | Alcance máximo (m) |
|----------|--------------------------------|--------------------|
| Classe 1 | 100 | 100 |
| Classe 2 | 2,5 | 10 |
| Classe 3 | 1 | 1 |

TABELA 4.2: Classificação do Bluetooth segundo a potência máxima e o alcance máximo.

O Bluetooth pode ser dividido em três modos (ver figura 4.2):

- *Bluetooth CLASSIC*;
- *Bluetooth SMART*;
- *Bluetooth SMART READY*.

O primeiro modo é de Bluetooth o tipo mais antigo, tendo sofrido já diversas alterações ao longo do tempo. No modo *Basic Rate*, que corresponde ao Bluetooth 1.0, apresenta taxas de transmissão na ordem dos 0,7 Mbps, enquanto que no modo *EDR (Enhanced Data Rate)*, existente na versão 2.1, pode atingir os 2,1 Mbps. Mais recentemente surgiu uma versão 3.0 com uma taxa de transmissão

que atinge valores teóricos de 24 Mbps, no entanto esta versão não é muito comum, pois recorre a tecnologias 802.11. Este modo encontra-se associado a dispositivos de alta taxa de transmissão de dados[49].

O *Bluetooth SMART* corresponde à versão *Low Energy* (a partir da v4.0) e foi desenvolvido a pensar em dispositivos de baixo consumo, custo e complexidade. No entanto, este menor consumo influencia a taxa de transmissão de dados que atinge apenas 1 Mbps. Esta tecnologia é aplicada em dispositivos com baixa taxa de transmissão de dados, tais como dispositivos médicos, periféricos informáticos e dispositivos de fitness[50].

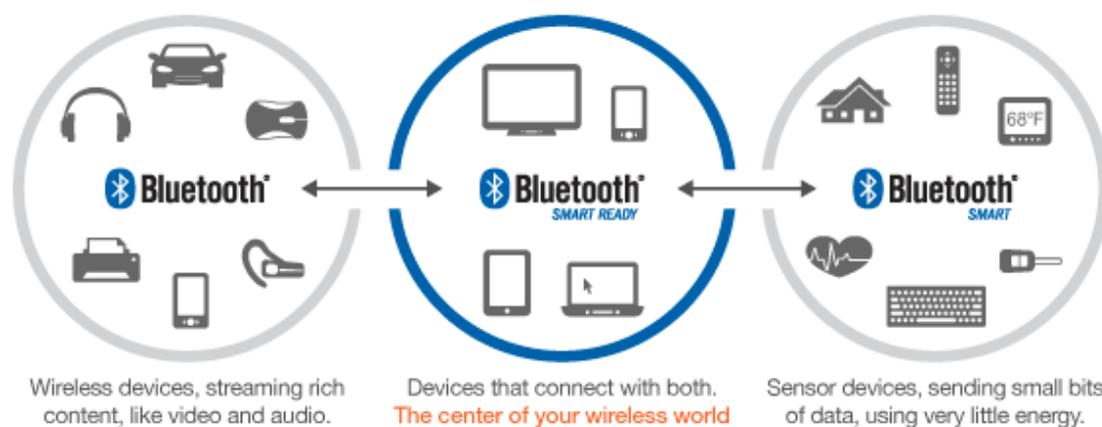


FIGURA 4.2: Tipos de tecnologia Bluetooth[51].

No caso do *Bluetooth SMART READY*, que corresponde aos *microchips* de *dual-mode* é possível estabelecer ligação com qualquer dispositivo Bluetooth permitindo o uso de ambas as tecnologias, quer a *Classic* quer a *Low Energy*. Esta tecnologia encontra-se geralmente associada a computadores, smartphones e tablets, permitindo assim estabelecer ligação com qualquer dispositivo.

4.3.2 Tecnologia *Low Energy*

O *Bluetooth Smart* é uma tecnologia que foi desenvolvida a pensar em dispositivos portáteis e de baixo consumo, permitindo abranger dispositivos alimentados por baterias *coin-cell*.

Esta evolução permite dois tipos de aplicação, *dual-mode* e de *single-mode*. Numa implementação *dual-mode*, a funcionalidade de *Low Energy* está integrada num controlador *Bluetooth Classic* existente, permitindo assim, tal como foi referido anteriormente, estabelecer ligação quer com dispositivos *Smart*, quer com dispositivos que possuam apenas tecnologia *Bluetooth Classic*.

Para além das características já referidas, existem algumas características mais técnicas, nomeadamente[50]:

- Transferência de dados - permite transferência de pacotes de dados muito curtos (entre 8 e 27 bits) a uma velocidade de 1 Mbps;
- *Frequency Hopping* - permite usar frequência que se adapta a todas as versões *Bluetooth* de modo a minimizar a interferência de outras tecnologias situadas na banda *ISM*;
- *Host Control* - atribui inteligência ao controlador, permitindo que o *host* entre em modo repouso por longos períodos de tempo e seja acordado pelo controlador somente quando é necessário realizar alguma ação;
- Latência - pode suportar configuração de ligação e transferência de dados até um mínimo de 3 ms, permitindo que uma aplicação estabeleça ligação e de seguida transfira dados autenticados em poucos milésimos de segundo antes de voltar a desligar a ligação.

4.3.2.1 Versão 4.2

Em Dezembro de 2014 foi lançada uma atualização da tecnologia *Low Energy*, denominada *Bluetooth 4.2*. Esta versão possui uma melhoria das características já existentes nas versões anteriores, nomeadamente a velocidade, o consumo e o tamanho dos pacotes de dados enviados. Esta nova versão de *Bluetooth*, possui um aumento de velocidade na ordem das 2,5 vezes, e de capacidade de dados por pacote na ordem dos 10 vezes. A grande evolução nesta versão é a inclusão do protocolo *iPv6*, que é a versão mais atual do Protocolo de Internet[52].

4.4 Comparação entre Protocolos

Como referido neste capítulo, aquando da descrição de cada um dos protocolos de comunicação, quer o Bluetooth, quer o ZigBee, quer o Wi-Fi são protocolos de comunicação sem-fios de curta distância sendo que cada apresenta características específicas que podem constituir uma mais-valia para o utilizador dependendo do produto que pretende desenvolver. Na tabela 4.3 encontram-se as principais características dos três protocolos, de modo a fazer uma comparação entre estes[53].

| Protocolo | Bluetooth 2.1 | Bluetooth 4.0 | ZigBee | Wi-Fi |
|------------------------------------|-------------------|----------------------------|----------------------------|---------------|
| IEEE | 802.15.1 | 802.15.1 | 802.15.4 | 802.11a/b/g |
| Frequência (GHz) | 2,4 | 2,4 | 0,868 / 0,915 / 2,4 | 5 / 2,4 / 2,4 |
| Velocidade de Transferência (Mbps) | 2,1 | 1 | 0,25 | 54 |
| Alcance Máximo (m) | 100 | 10 | 10 - 100 | 10 - 100 |
| Largura de Banda (MHz) | 1 | 1 | 0,3 / 0,6 / 2 | 22 |
| Célula básica | <i>Piconet</i> | <i>Star</i> | <i>Star</i> | <i>BSS</i> |
| Extensão à célula básica | <i>Scatternet</i> | <i>Cluster tree / Mesh</i> | <i>Cluster tree / Mesh</i> | <i>ESS</i> |
| Número máximo de nódulos | 8 | >65000 | >65000 | 2007 |
| Autenticação | código partilhado | código partilhado | CBC-MAC | WEP & WPA2 |

TABELA 4.3: Comparação entre os protocolos de comunicação estudados.

Existem outros dados, para além dos encontrados na tabela 4.3, que podem ser fundamentais aquando da escolha do protocolo, como por exemplo a compatibilidade, ou a facilidade de comunicação entre dispositivos. No que ao *Bluetooth* diz respeito, este é um protocolo de comunicação que existe em quase todos os dispositivos móveis existentes, e nos computadores que não possuem esta tecnologia, é possível usar um sistema *plug & play* que torna esta comunicação viável.

Do ponto de vista de velocidade, o Wi-Fi é muito superior a qualquer um dos restantes protocolos, no entanto exige uma comunicação estabelecida através de um *Access Point*, o que limita a portabilidade do dispositivo ou uma comunicação via Wi-Fi Direct que exige o uso de pelo menos um dispositivo equipado com essa tecnologia.

Nesta fase da dissertação é perceptível que o protocolo adequado ao produto a desenvolver é de facto o *Bluetooth*, pelo facto da sua velocidade de transmissão ser

adequada e suficiente, o seu consumo ser muito inferior (no caso do *BLE*) e a sua compatibilidade e simplicidade em estabelecer comunicação serem superiores aos de qualquer um dos restantes protocolos.

4.5 Estado de Arte dos *microchips Bluetooth*

Do ponto de vista eletrónico, existem no mercado atualmente todo o tipo de *microchips*, quer de *Bluetooth Classic*, *Smart* e até mesmo *Smart Ready*. Por outro lado, existe ainda módulos que possuem antenas integradas e até módulos com microprocessador integrado. Portanto, novamente, a escolha deve ser feita tendo em conta a natureza do dispositivo a desenvolver. Na tabela 4.4 encontram-se exemplos de módulos existentes no mercado.

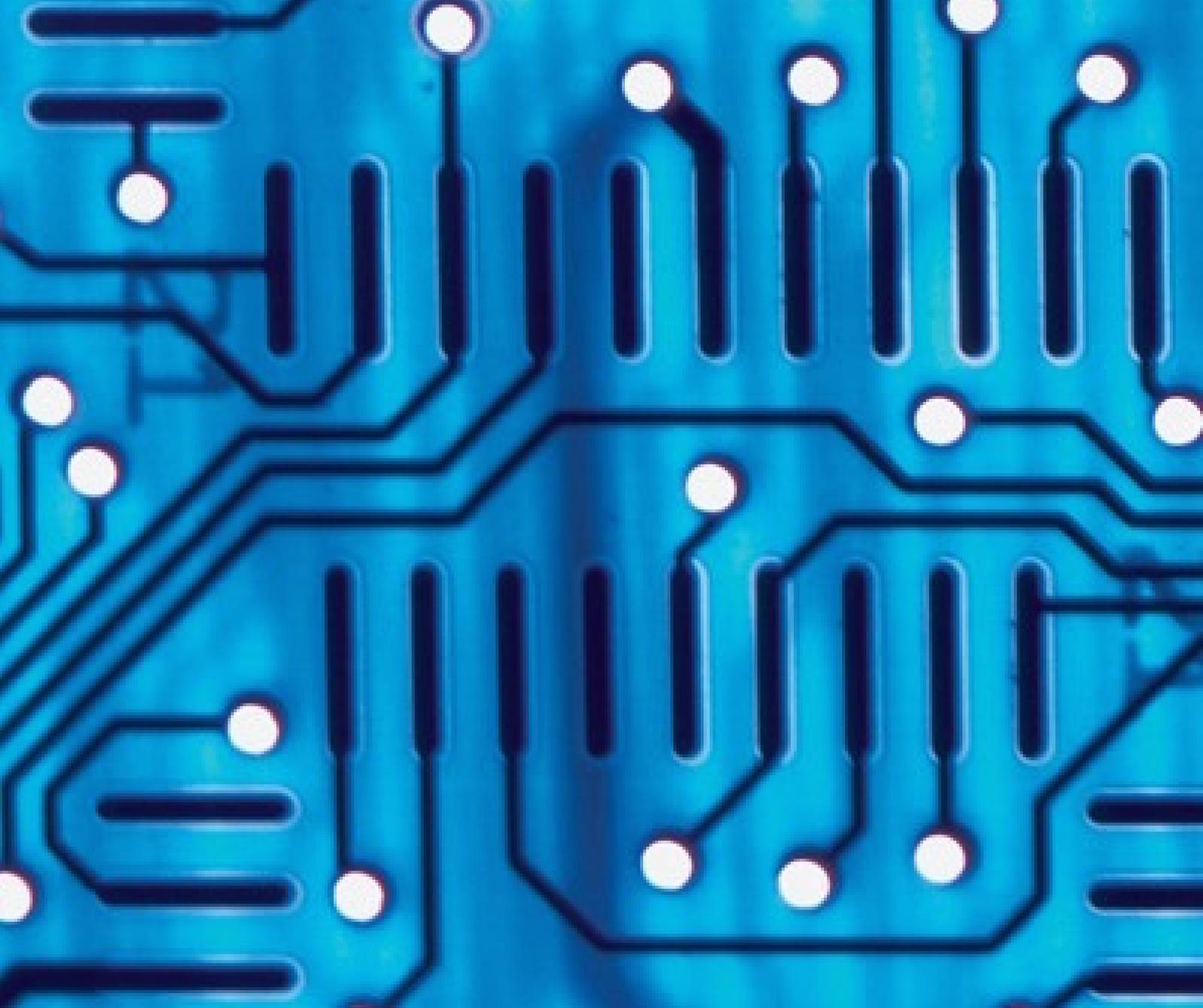
No caso do produto descrito neste projeto, as características que mais influenciam esta escolha são:

- Portabilidade (tamanho e peso);
- Autonomia;
- Capacidade de transmissão dos dados das três derivações recolhidas pelo ADS1293;
- Preço;
- Compatibilidade.

| Componente | CC2560[54] | CC2564[55] | CC2541[56] | BR-LE4.0-S2A[57] | BR-LE4.0-D2A[58] |
|---------------------|--------------------|--------------------|-------------------|---------------------------------|---------------------------------|
| Fornecedor | Texas Instruments | Texas Instruments | Texas Instruments | Blue Radios | Blue Radios |
| Tipo de componente | Emissor/recetor RF | Emissor/recetor RF | MCU wireless | Chip bluetooth com MCU e antena | Chip bluetooth com MCU e antena |
| Protocolo Bluetooth | Classic | Smart Ready | Smart | Smart | Smart Ready |
| Antena incluída | Não | Não | Não | Sim | Sim |
| MCU | Não | Não | Sim | CC2540 | MSP430F5438A |
| Preço 1 u (€) | 2,99 | 4,99 | 3,28 | 12,02 (min = 10u) | 26,81 min = 10u) |
| Preço 1 ku (€) | 1,97 | 2,76 | 2,16 | 7,86 | 19,42 |

TABELA 4.4: Exemplos de módulos Bluetooth existentes no mercado.

Os preços indicados na tabela 4.4 foram retirados da loja online *Farnell*[59] para os módulos da Texas e os restantes, do site da *Blue Radios*[60].



Capítulo 5

Requisitos do Sistema

5.1 Descrição

Esta especificação de requisitos corresponde a um dispositivo de Eletrocardiograma de 3 canais em que predominam as seguintes características:

- Portabilidade;
- Comunicação sem-fios por Bluetooth Low Energy para visualização do ECG em tempo-real quer em computador, quer em dispositivo móvel;
- Memória Interna para armazenamento dos dados recolhidos e execução de exame Holter.

O objetivo principal passa pela realização de hardware, firmware e software de todo o sistema de modo a cumprir as características suprarreferidas.

O sistema deve ser completo de modo a permitir um uso pessoal e contribuir para o Ambient Assisted Living (AAL), assim como um uso profissional em ambiente hospitalar ou veículos de emergência.

Os requisitos dividem-se em 7 grupos distintos que abrangem as seguintes áreas:

- Funcional - características do sistema, tarefas atribuídas ao sistema, etc;
- Interface - homem-máquina, com outros dispositivos, comunicação, etc;
- Mecânica e Design - dimensões, materiais, aspeto, layout, etc;
- Autonomia e Consumo - tipo de alimentação, autonomia esperada, etc;
- Alarmes e Erros - que situações devem desencadear um alarme, o que o sistema deve fazer em caso de erro, etc;
- Normativos - normas e diretivas que o sistema deve respeitar;
- Não Funcionais - restrições no design ou na implementação, tais como requisitos de desempenho, características físicas, etc.

A cada um dos requisitos definidos deve ser atribuído um nível de importância. Nem todos os requisitos que correspondem a um produto são igualmente importantes, de modo que alguns são classificados como essenciais enquanto que outros são facultativos. Para fazer esta distinção, usa-se a seguinte classificação:

- Nível 1 - Crítico : implica que o produto final não é aceitável caso não cumpra estes requisitos, portanto trata-se dos requisitos mais prioritários;
- Nível 2 - Obrigatório : implica que o produto final não é aceitável caso não cumpra estes requisitos, no entanto, não são tão prioritários quanto os classificados como requisitos críticos;
- Nível 3 - Desejável : implica uma classe de requisitos desejáveis que podem ser cumpridos caso não comprometam as datas limite definidas, no entanto não são obrigatórios.

5.2 Funcionais

| ID | Tipo | Requisito | Importância | Interfere com |
|------|------------|--|-------------|--|
| F-01 | Funcionais | O dispositivo deverá recolher o sinal através de três canais, usando cinco eletrodos. | Level 1 | F-02 |
| F-02 | Funcionais | O dispositivo deverá realizar um eletrocardiograma de três derivações (I, II e V) | Level 1 | F-01 |
| F-03 | Funcionais | O dispositivo deverá possuir um módulo bluetooth para envio dos dados em tempo-real. | Level 1 | F-05 |
| F-04 | Funcionais | O dispositivo deverá possuir um slot para cartão micro-SD para armazenamento dos dados recolhidos. | Level 1 | F-05 |
| F-05 | Funcionais | O dispositivo deverá contemplar dois modos de funcionamento: Eletrocardiograma e Holter. | Level 1 | F-03, F-04, F-06, F-07, NF-01, NF-02 |
| F-06 | Funcionais | O modo Eletrocardiograma deverá enviar via bluetooth todos dados recolhidos. | Level 1 | F-03, F-05 |
| F-07 | Funcionais | O modo Holter deverá recolher e armazenar os dados durante um período mínimo de 24 horas. | Level 1 | F-04, F-05, A&C-01, A&C-02 |

TABELA 5.1: Requisitos do Sistema - Funcionais.

5.3 Interfaces

| ID | Tipo | Requisito | Importância | Interfere com |
|------|------------|---|-------------|------------------|
| I-01 | Interfaces | O sistema deverá possuir um botão que permita ligar e desligar o dispositivo. | Level 1 | A&C-01, NF-02 |
| I-02 | Interfaces | O sistema deverá possuir uma interface para computador ou para mobile que permita a visualização das 3 derivações | Level 1 | |
| I-03 | Interfaces | o sistema deverá possuir uma entrada micro-usb para carregamento da bateria | Level 2 | A&C-01 |

TABELA 5.2: Requisitos do Sistema - Interfaces.

5.4 Autonomia e Consumo

| ID | Tipo | Requisito | Importância | Interfere com |
|--------|---------------------|--|-------------|---|
| A&C-01 | Autonomia e Consumo | O sistema deverá possuir uma bateria recarregável. | Level 2 | F-07, I-01, I-03, A&C-02, A&E-01, A&E-02, NF-01, NF-02 |
| A&C-02 | Autonomia e Consumo | o sistema deverá ter uma autonomia de no mínimo 24 horas. | Level 1 | F-07, A&C-01 |
| A&C-03 | Autonomia e Consumo | O sistema deverá desligar-se quando a bateria atingir valores próximos da sua tensão de operação mínima. | Level 2 | F-07, I-01, I-03, A&C-01 |

TABELA 5.3: Requisitos do Sistema - Autonomia e Consumo.

5.5 Mecânica e Design

| ID | Tipo | Requisito | Importância | Interfere com |
|--------|-------------------|---|-------------|---------------|
| M&D-01 | Mecânica e Design | O dispositivo deverá encontrar-se no interior de uma caixa. | Level 2 | NF-01, NF-02 |
| M&D-02 | Mecânica e Design | A caixa deverá ser de dimensões inferiores a X x Y x Z cm. | Level 2 | NF-01 |
| M&D-03 | Mecânica e Design | O dispositivo deverá apresentar instruções de segurança na parte exterior da caixa. | Level 3 | |
| M&D-04 | Mecânica e Design | A caixa deverá encontrar-se fechada. | Level 3 | |
| M&D-05 | Mecânica e Design | A caixa não deverá apresentar cantos ou arestas que constituam um perigo para o utilizador. | Level 3 | |
| M&D-06 | Mecânica e Design | O peso do dispositivo deverá ser inferior a X kg. | Level 3 | NF-01 |

TABELA 5.4: Requisitos do Sistema - Mecânica e Design.

5.6 Alarmes e Erros

| ID | Tipo | Requisito | Importância | Interfere com |
|--------|-----------------|---|-------------|---------------|
| A&E-01 | Alarmes e Erros | O sistema deverá possuir um LED que apresente uma cor verde para indicar que o dispositivo se encontra em funcionamento e uma cor vermelha para indicar que o dispositivo se encontra com níveis de bateria baixos. | Level 2 | A&C-01 |
| A&E-02 | Alarmes e Erros | O sistema deverá emitir um alarme sonoro quando o dispositivo se encontra com níveis de bateria baixos. | Level 3 | A&C-01 |

TABELA 5.5: Requisitos do Sistema - Alarmes e Erros.

5.7 Normativos

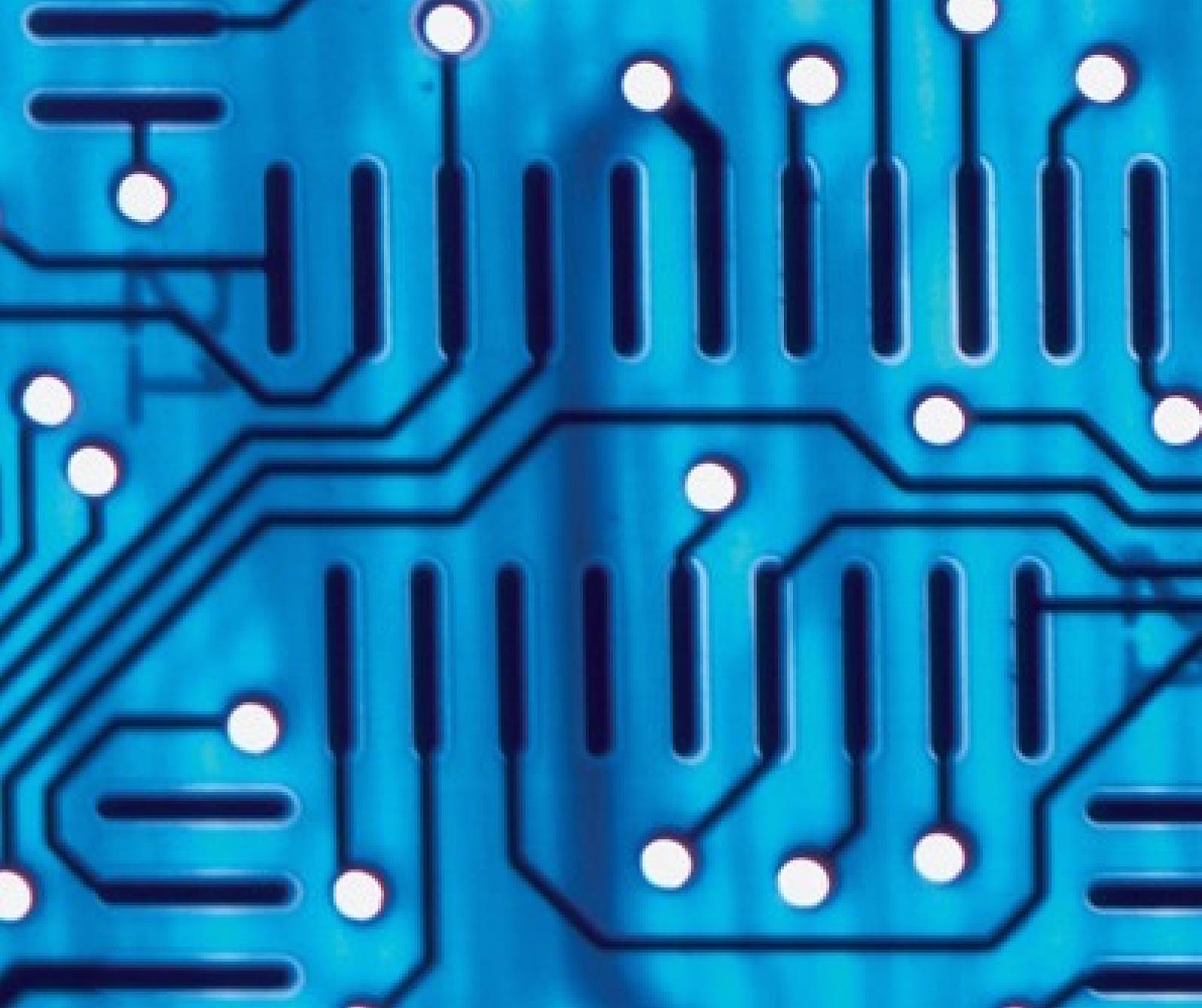
| ID | Tipo | Requisito | Importância | Interfere com |
|------|------------|---|-------------|---------------|
| N-01 | Normativos | O sistema deverá possuir um LED que apresente uma cor verde para indicar que o dispositivo se encontra em funcionamento e uma cor vermelha para indicar que o dispositivo se encontra com níveis de bateria baixos. | Level 3 | |

TABELA 5.6: Requisitos do Sistema - Normativos.

5.8 Não Funcionais

| ID | Tipo | Requisito | Importância | Interfere com |
|-------|----------------|--------------------------------------|-------------|--|
| NF-01 | Não Funcionais | O dispositivo deverá ser portátil. | Level 1 | F-05, A&C-01, M&D-01, M&D-02, M&D-06 |
| NF-02 | Não Funcionais | O dispositivo deverá ser standalone. | Level 1 | F-05, I-01, A&C-01, M&D-01 |

TABELA 5.7: Requisitos do Sistema - Não Funcionais.



Capítulo 6

Hardware

Dando como terminada toda a componente teórica deste projeto, inicia-se uma nova fase, mais prática, que diz respeito ao Hardware. Neste capítulo serão analisados todos os componentes de Hardware estudados e usados, assim como todas as considerações tomadas no desenho da *PCB*.

Tendo em conta a finalidade do dispositivo realizado neste projeto, vários fatores foram cruciais no que diz respeito ao desenvolvimento do hardware do sistema, nomeadamente, a portabilidade, autonomia e preço. Deste modo, todas as decisões tomadas vão ao encontro destas características.

6.1 Composição do Sistema

De modo a conseguir desenvolver a parte de hardware deste projeto, é fulcral realizar um diagrama de blocos com os principais componentes do sistema. Diagrama esse que se encontra representado pela figura 6.1.

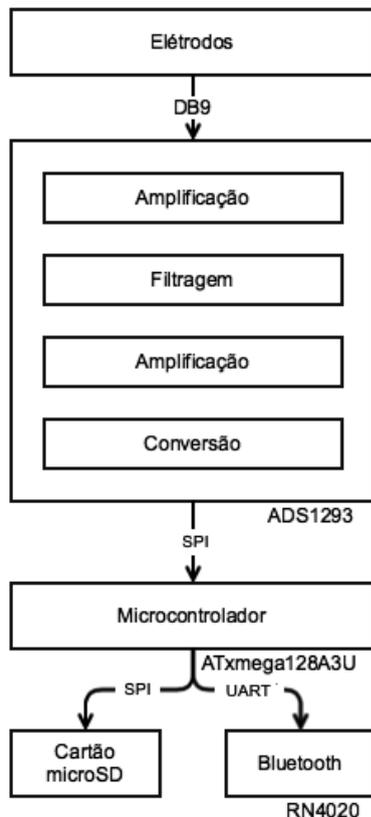


FIGURA 6.1: Diagrama de Blocos de Hardware.

Como se pode ver na figura acima, o sistema é composto por um bloco de entrada do sinal, que neste caso são os elétrodos. O sinal analógico será amplificado e filtrado e por fim convertido a um sinal digital. De modo a cumprir os requisitos acima especificados, optou-se por usar o ADS1293, já antes descrito. Este circuito integrado facilita bastante todo o sistema, pois já realiza todos os passos de condicionamento de sinal.

De seguida, o sinal é enviado por comunicação SPI para o microcontrolador. A escolha do MCU, nomeadamente o ATxmega128A3U, deve-se às próprias características do microcontrolador, que cumprem todos os requisitos, e trata-se de uma opção muito apoiada pela Exatronic devido à experiência já existente com este modelo em particular.

Mediante a função desempenhada pelo dispositivo, os dados podem ser enviados por UART para o módulo Bluetooth, no caso de se querer realizar um ECG em tempo real com visualização em dispositivo externo, ou por SPI para o cartão microSD para armazenamento dos dados, no caso de se querer realizar um exame Holter de 24 horas.

6.2 *Printed Circuit Board*

A PCB (Printed Circuit Board) é utilizada como suporte mecânico para as conexões elétricas entre os elementos eletrónicos que compõem o sistema. Esta PCB foi desenhada a partir dos esquemáticos elaborados no *Altium Designer*, software esse que permite criar uma placa de circuito impresso com as dimensões pretendidas, colocar todos os componentes nas respetivas posições e desenhar todas as ligações entre eles.

Para este projeto desenvolveu-se uma PCB de 1.6mm de espessura de FR-4 com duas camadas de 35um de cobre (valores padrão para PCBs). Tal como se pode ver pela figura 6.2, a PCB foi desenhada de modo a separar os principais grupos de componentes, facilitando assim o desenho das pistas (ligações elétricas entre

componentes). Importa salientar que foram propositadamente dispostos todos os componentes de interface numa lateral e escolheram-se componentes de 90° de modo a ficarem à face da caixa escolhida. Após a seleção da caixa, ajustou-se as dimensões da PCB às dimensões máximas permitidas pela caixa, e colocaram-se furos de fixação à caixa com parafusos. Os desenhos da PCB desenvolvida no Altium, encontram-se no Anexo B, sendo que a Top Layer corresponde à figura B.1, a Bottom Layer à figura B.2 e na figura B.3 encontra-se uma modulação em 3D desenvolvida no Altium.

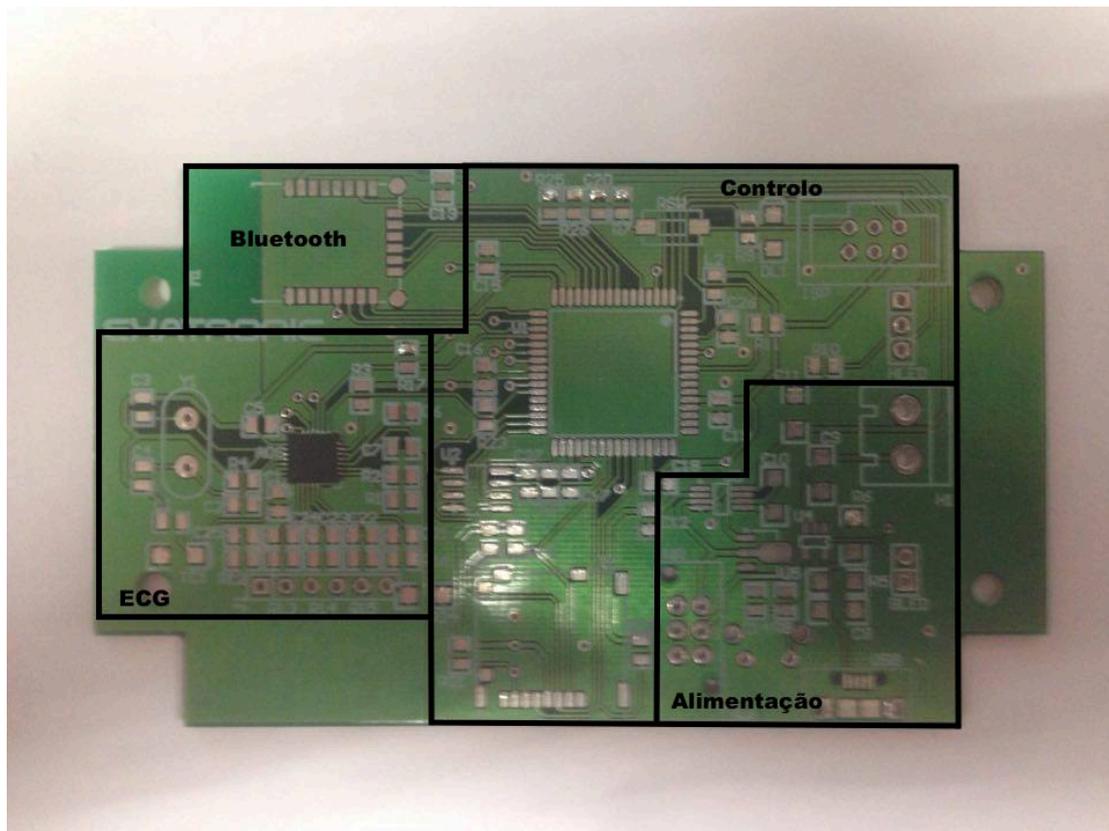


FIGURA 6.2: PCB desenvolvida para o projeto.

Na figura 6.2 pode-se ver que o ADS1293 já se encontra soldado, este deve-se ao facto de se tratar de um componente de caixa *WQFN*, ou seja, possui um PAD de ligação à massa no centro do componente, que tem de ser soldado através de soldadura de ar quente, não podendo ser soldado apenas com auxílio de um ferro.

6.3 ADS 1293

De modo a desenvolver um sistema com este chip, houve necessidade de estudar o componente. Para tal usou-se o Datasheet do mesmo, percebendo assim todos os requisitos de funcionamento do mesmo. Apesar de todo o circuito de filtração que o front-end da Texas possui, optou-se por colocar um filtro passa-baixo nas entradas diferenciais (figura 6.3). Esse filtro foi calculado de modo a cortar frequências na ordem dos 330kHz, não tendo grande efeito no resultado final. No entanto, o importante aqui seria ter um footprint disponível caso se verificasse demasiado ruído no sinal. Deste modo, poder-se-ia baixar a frequência de corte até o valor desejado, alterando o valor quer das resistências, quer dos condensadores. O esquemático referente a esta parte do sistema encontra-se no Anexo A, figura A.4.

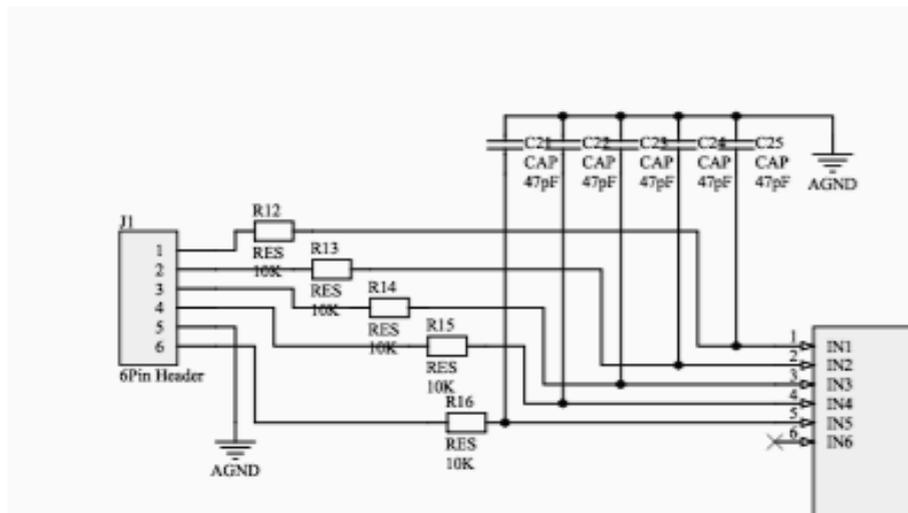


FIGURA 6.3: Filtro Passa-Baixo aplicado às entradas diferenciais.

Ainda no que diz respeito às entradas diferenciais, foi seguida a configuração sugerida pela Texas Instruments (figura 6.4), configuração essa que faz uso de 5 elétrodos de modo a recolher as derivações 1, 2 e 5 nos canais 1, 2 e 3 respetivamente.

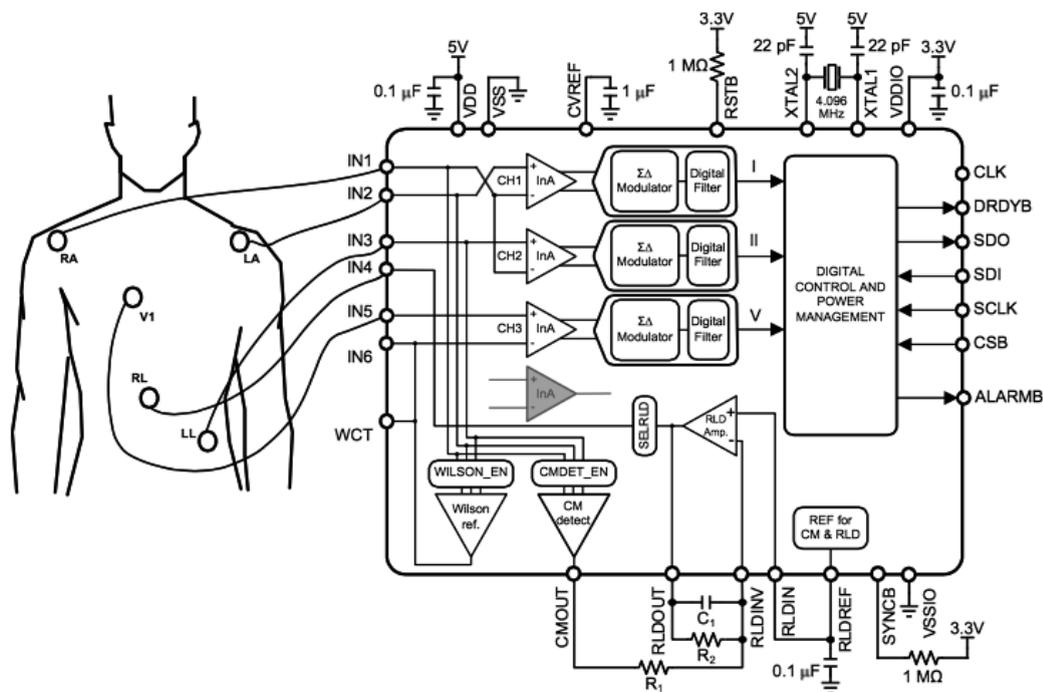


FIGURA 6.4: Configuração usada no ADS1293.

6.4 Controlo

Na secção denominada Controlo, encontra-se toda a parte de processamento do sistema. Tal como referido anteriormente, o microcontrolador escolhido foi o ATxmega128A3U da Atmel. Trata-se de um microcontrolador de 64 pinos com 10 canais SPI, 7 canais UART/USART (Universal Synchronous/Asynchronous Receiver/Transmitter), 50 pinos I/O programáveis, 16 canais ADC de 12-bit e com tensões de entrada entre 1,6 e 3,6V. Para as funcionalidades deste projeto, destaca-se a comunicação SPI que é usada para o ADS1293 e para o micro SD e a comunicação USART que é usada para o módulo Bluetooth.

Colocou-se um switch para efetuar RESET ao microcontrolador, que é usado apenas em contexto de DEBUG, e nos pinos I/O colocou-se um switch de 90° que se encontra à face da caixa, e 3 LEDs, sendo um LED SMD para DEBUG e um LED THT de 5mm bicolor. Em série com os botões foi colocado um circuito de *debounce* (figura 6.5) que serve para estabilizar a tensão medida na entrada do

microcontrolador quando o botão é premido. O esquemático que corresponde ao Controlo encontra-se no Anexo A, figura A.3.

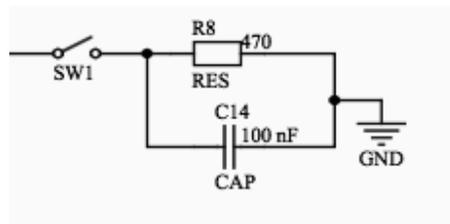


FIGURA 6.5: Circuito de *Debounce* colocado em série com os botões.

Para a programação deste microcontrolador, é usada a comunicação PDI que faz uso dos pinos PDICLK e PDIDATA do próprio MCU. Para tal, colocou-se um header duplo de 2,54mm de espaçamento entre pinos com a seguinte configuração:

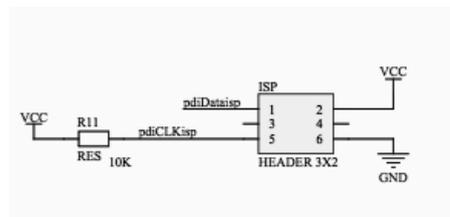


FIGURA 6.6: Configuração do header de Programação do MCU.

O programador usado neste projeto foi o AVRisp mkii, que é o programador mais usado na Exatronic. Trata-se de um programador PDI/ISP que possui um circuito de proteção caso o conector seja inserido rodado de 180° no header, não ficando danificado nem o microcontrolador, nem o próprio programador. Para além disso, este programador possui um LED indicador que fica verde quando devidamente ligado ao MCU e laranja intermitente quando inserido ao contrário.

A principal função do MCU, neste sistema, é comunicar com o ADS1293, configurando-o de acordo com as definições de ECG pretendidas, receber os dados ECG convertidos e redireccioná-los para o RN4020 quando este se encontra ligado a um dispositivo via Bluetooth ou para o microSD quando o botão é premido. O Led Bicolor encontra-se ligado a verde, quando o dispositivo está ligado e a vermelho quando os níveis da bateria são críticos. Para a medição dos níveis da bateria, é usado um divisor resistivo ligado a um canal ADC.

Conhecendo as limitações da taxa de dados que a tecnologia Bluetooth Low Energy permite enviar, e novamente apenas por precaução, colocou-se uma memória RAM externa para permitir o armazenamento dos dados antes do seu envio via Bluetooth. Esta memória é uma SRAM de 256kbit que funciona via comunicação SPI.

Para o microSD houve a necessidade de estudar o *pinout* dos cartões micro SD e fazer as ligações aos respectivos PADS da alimentação e dos pinos correspondentes ao protocolo SPI. Nesses pinos de SPI, à semelhança do que foi feito para ADS1293, colocou-se uma resistência de pull-up em cada linha, de modo a garantir que não existiam pinos em estado de oscilação quando não houvesse comunicação.

6.5 Alimentação

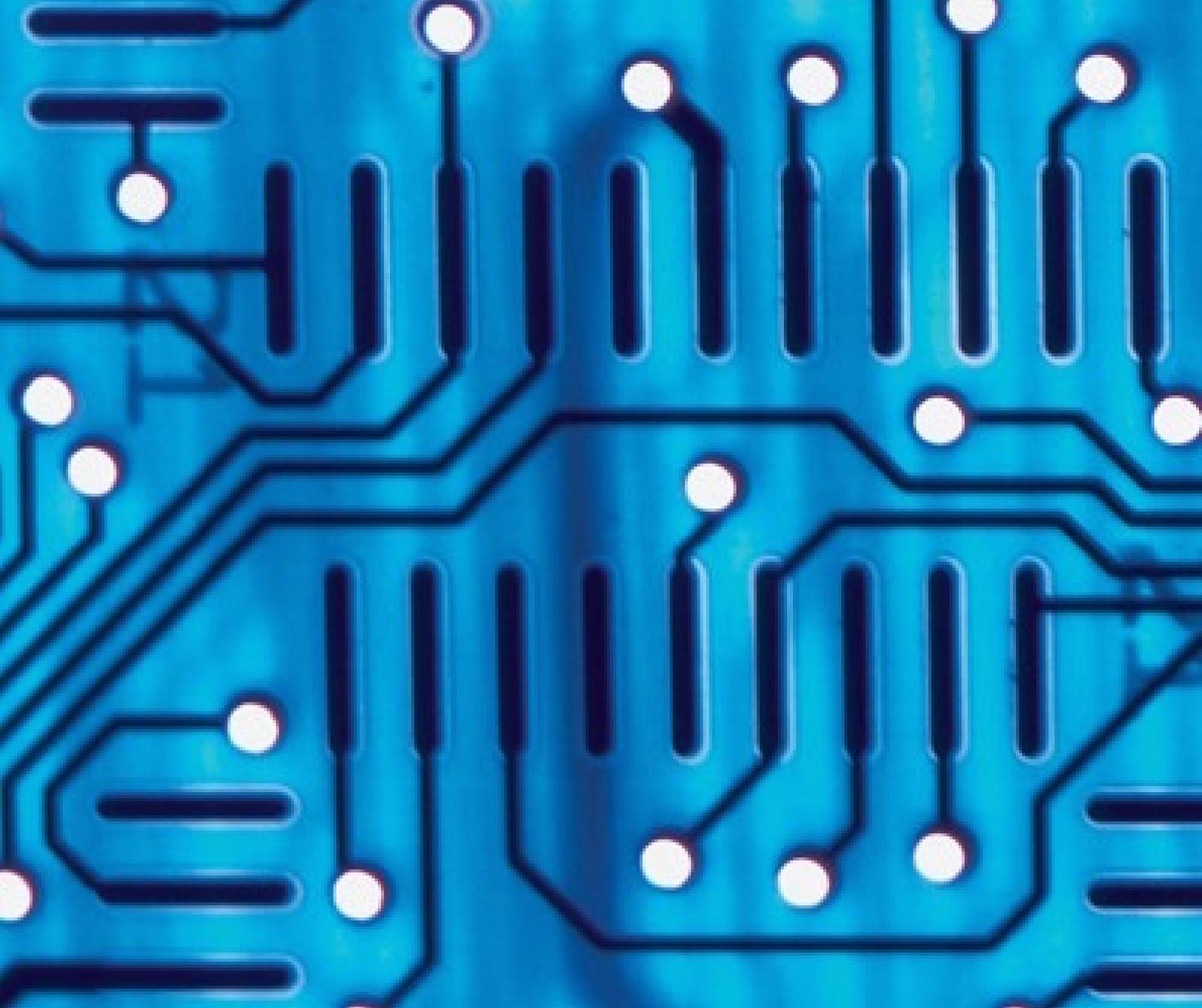
Visto tratar-se de um dispositivo Low Power e portátil, optou-se por colocar uma bateria de íões de lítio recarregável no sistema. Essa bateria é uma bateria da EWT Batteries (LP603048) de 3.7V 800mAh. Para maximizar a autonomia do sistema, recorreu-se um conversor tipo buck/boost que mantém a tensão de alimentação de todo o sistema a 3.3V. No pino shutdown do regulador, colocou-se um Voltage Detector de 2.9V que corta a alimentação do sistema, preservando assim a vida da bateria, não a deixando baixar dos níveis de tensão críticos definidos pelo próprio fabricante. O sistema possui um botão on/off que permite cortar a ligação entre a bateria e a entrada do regulador assim como um conector microUSB com um chip de gestão de carga que permite recarregar a bateria a uma tensão de 4.2V e uma taxa de cerca de 500mAh. Neste circuito encontra-se um LED THT de 5mm ligado ao pino STAT, que permite saber se a bateria está a carregar. O esquemático referente a esta parte do sistema encontra-se no Anexo A, figura A.2.

6.6 Bluetooth

Após um estudo intensivo dos módulos Bluetooth existentes no mercado, o escolhido para este sistema foi, como suprarreferido, o módulo RN4020 da Microchip. O módulo RN4020 é um módulo com antena do tipo PCB integrada, e tem vantagens tais como:

- Fácil comunicação (UART);
- Bluetooth Low Energy;
- Preço;
- Stacks Bluetooth integradas;
- Diversos Protocolos definidos;
- Certificação da componente Rádio;

Inicialmente ponderou-se desenvolver um sistema usando o CC2540 da Texas Instruments como MCU e módulo Bluetooth, desenhando a antena na própria PCB, no entanto, olhando para este projeto com o intuito de se desenvolver um produto final, deve-se ter em conta questões tais como a certificação do sistema. Quando se adquire um módulo completo com o RN4020, essa certificação é assegurada pelo próprio fabricante, caso contrário, o sistema tem de ser sujeito a diversos testes de certificação. Essa certificação juntamente com o compilador da IAR Embedded Systems, que é o compilador usado para programar o CC2540, custa cerca de 20.000. No que diz respeito ao Bluetooth, o esquemático desenvolvido encontra-se no Anexo A, figura A.5.



Capítulo 7

Software

Após o desenvolvimento do hardware, é necessário passar à programação de todos os componentes principais de modo a que o sistema funcione de acordo com os objetivos. Por fim, será necessário desenvolver software para a visualização dos dados. Deste modo, este capítulo será dividido em duas partes:

- Firmware;
- Software;

7.1 Firmware

Esta parte do capítulo é destinada ao desenvolvimento de firmware por forma a controlar o funcionamento do hardware e, mais especificamente, do circuito integrado utilizado. Antes de avançar, importa analisar com maior detalhe o que é, e para que serve, o firmware. Este consiste num tipo específico de software ou num conjunto de instruções programadas para o hardware que permitem o seu adequado funcionamento. O firmware de um dispositivo é tipicamente armazenado na unidade de flash ROM (Read-Only Memory).

7.1.1 Estrutura do ATxmega128A3

Houve a necessidade de estudar intensivamente o datasheet do microcontrolador usado, de modo a perceber que tipo de pinos este disponibiliza e as suas respetivas funções. Adquiriu-se essa informação aquando do desenvolvimento do hardware, escolhendo-se os pinos mediante função e disposição na placa, de modo a facilitar o seu desenho. [61]

Port A

- **PA1** - LED para Debug;
- **PA3** - Ânodo 1 do LED Bicolor;

- **PA4** - Ânodo 2 do LED Bicolor;
- **PA5** - Switch da Interface;
- **PA7** - Entrada ADC para leitura do nível de tensão da bateria;

Port B

- **PB2 a PB7** - Pinos do módulo Bluetooth RN4020;

Port C

- **PC0 a PC3** - Pinos do módulo Bluetooth RN4020;
- **PC4 a PC7** - Pinos SPI do ADS1293;

Port D

- **PD0 a PD1** - Pinos DataReady e AlarmBar do ADS1293;
- **PD4 a Pd7** - Pinos SPI da memória SRAM;

Port E

- **PE0** - Pino HOLD da memória SRAM;
- **PE4 a PE7** - Pinos SPI do cartão microSD;

PDI

- **PDIData** - Pino de programação;
- **PDICLK** - Pino de programação e botão Reset;

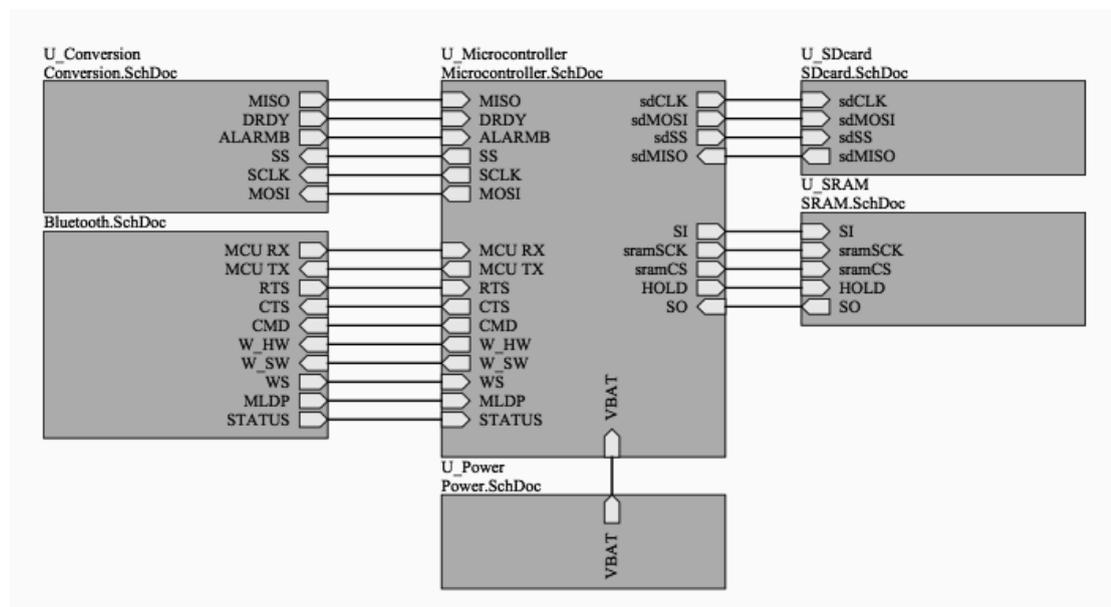


FIGURA 7.1: Ligações entre os sistemas de hardware.

7.1.2 Serial Peripheral Interface (SPI)

O SPI é uma interface de comunicação sincronizada que permite a comunicação entre diversos componentes eletrônicos. Neste caso, é usada pelo microcontrolador, sendo o mestre, para configurar e receber os dados do ADS1293 e para gravar os dados no cartão microSD. Trata-se de uma comunicação que funciona por 4 vias principais:

- *Slave Select* (SS);
- *MISO* (Master In, Slave Out);
- *MOSI* (Master Out, Slave In);
- *SCK* (Serial Clock);

O *SS* é usado para selecionar o dispositivo que funciona como slave, portanto este protocolo permite usar o mesmo canal SPI para comunicar com diversos dispositivos. O funcionamento dos restantes pinos encontra-se representado na Figura 7.2.

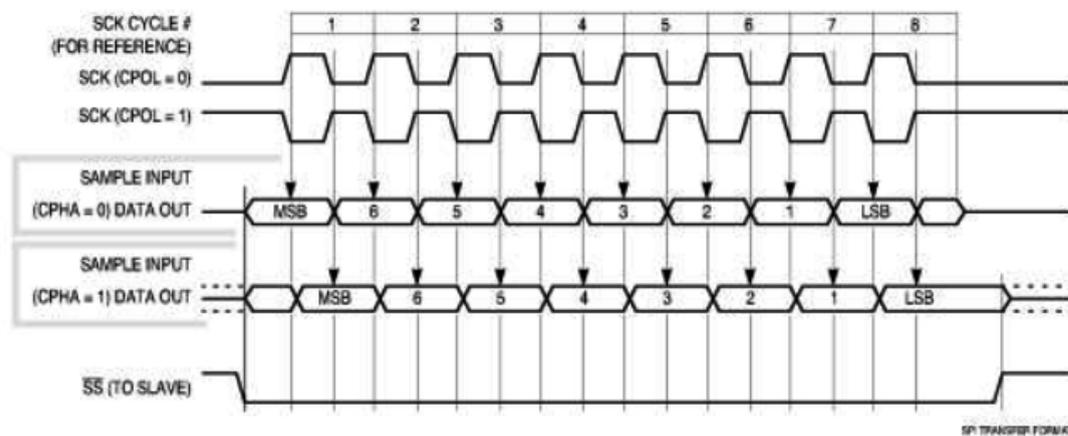


FIGURA 7.2: Funcionamento do Protocolo SPI.

É de notar que os restantes pinos apenas são ativados quando o *SS* é puxado ao nível lógico 0, dando assim início à comunicação. Neste protocolo é transferido 1 bit por cada ciclo de relógio, dando-se o início da transmissão pelo MSB (Most Significant Bit) e terminando com o LSB (Least Significant Bit).

Desta forma, e tendo já percebido o modo de funcionamento deste protocolo, procedeu-se à programação do ADS1293. Para tal, estudou-se intensivamente o Datasheet e verificou-se que para este chip em particular o protocolo deve ser tratado de uma forma peculiar [62]:

- Na escrita os bits devem ser transferidos no flanco ascendente;
- Na leitura, o ADS1293 transfere os bits flanco descendente;

Deste modo, houve necessidade de se ajustar o modo de funcionamento do protocolo para cada situação. Tal pode verificar-se pela figura 7.3.

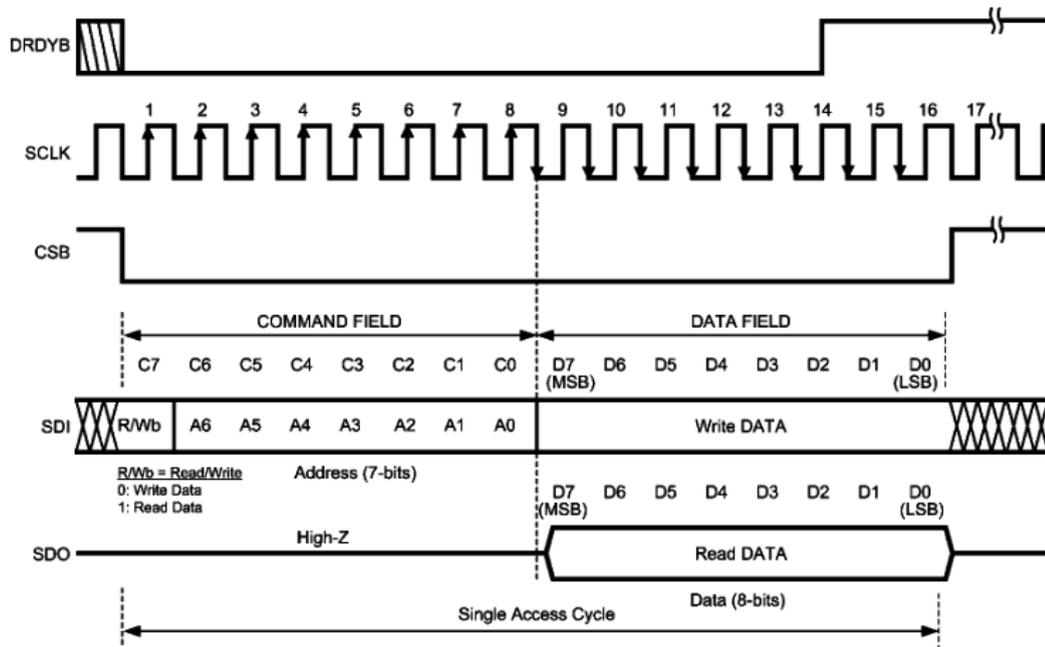


FIGURA 7.3: Funcionamento do Protocolo SPI para o ADS1293.

De seguida, programou-se o ADS1293 de acordo com os valores e configuração pretendidos. A configuração usada foi descrita anteriormente e encontra-se representada pela figura 6.4. Os valores de frequência adequados a um ECG para tratamento de dados são de 500 amostras / segundo, pelo que, houve necessidade de interagir com os filtros do próprio chip. Segundo o datasheet, existem 3 níveis de filtros que influenciam a taxa de amostragem, esses níveis encontram-se representados pela figura 7.4.

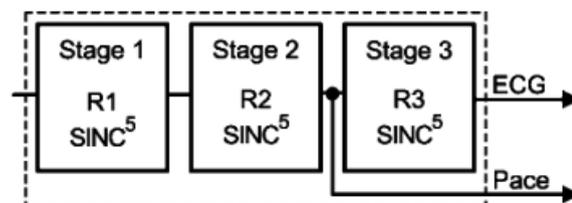


FIGURA 7.4: SINC Filters do ADS1293.

A taxa de amostragem é dada por:

$$\frac{f_s}{R_1 R_2 R_3}$$

Deste modo, configuraram-se estas variáveis com os seguintes valores: $f_s = 102.4kHz$ e $R_1 = 8, R_2 = 6$ e $R_3 = 8$, dando uma taxa de amostragem de cerca de 533 amostras/segundo. Na figura 7.5 encontra-se a função usada para configurar o ADS1293. [62]

```

void ADS_init(void){
    ADS_write(0x00, 0x00); //Stops data conversion, if any.
    ADS_write(0x01, 0x11); //Connects channel 1's INP to IN2 and INN to IN1.
    ADS_write(0x02, 0x19); //Connect channel 2's INP to IN3 and INN to IN1.
    ADS_write(0x03, 0x2E); //Connects channel 3's INP to IN5 and INN to IN6.
    ADS_write(0x0A, 0x07); //Enables the common-mode detector on input pins IN1, IN2 and IN3.
    ADS_write(0x0C, 0x04); //Connects the output of the RLD amplifier internally to pin IN4.
    ADS_write(0x0D, 0x01); //Connects the first buffer of the Wilson reference to the IN1 pin.
    ADS_write(0x0E, 0x02); //Connects the second buffer to the IN2 pin.
    ADS_write(0x0F, 0x03); //Connects the third buffer to the IN3 pin.
    ADS_write(0x10, 0x01); //Connects the output of the Wilson reference internally to IN6.
    ADS_write(0x12, 0x04); //Uses external crystal and feeds the output of the internal oscillator module to the digital.
    ADS_write(0x21, 0x04); //Configures the R2 decimation rate as 6 for all channels.
    ADS_write(0x22, 0x04); //Configures the R3 decimation rate as 8 for channel 1.
    ADS_write(0x23, 0x04); //Configures the R3 decimation rate as 8 for channel 2.
    ADS_write(0x24, 0x04); //Configures the R3 decimation rate as 8 for channel 3.
    ADS_write(0x27, 0x08); //Configures the DRDYB source to ECG channel 1 (or fastest channel).
    ADS_write(0x2F, 0x70); //Enables ECG channel 1, ECG channel 2, and ECG channel 3 for loop read-back mode.
    ADS_write(0x00, 0x01); //Starts data conversion.
}

```

FIGURA 7.5: Função usada para configurar o ADS1293.

7.1.3 Sistema de Ficheiros FatFs

De modo a conseguir escrever no cartão de memória foi necessário estudar sistemas de ficheiros compatíveis com microcontroladores. O sistema de ficheiros que mais se adequa a microcontroladores é o *FatFs* e deste modo ao sistema desenvolvido no âmbito desta dissertação de mestrado. Trata-se de um sistema *open-source* e de fácil integração no microcontroladores da Atmel, pois a própria o incluiu nas bibliotecas do ASF (Atmel Studio Framework). Entre as suas principais características cabe destacar as seguintes [63]:

- **Portabilidade** - Tal como foi referido, trata-se de uma biblioteca de fácil importação, pois o código é totalmente escrito em ANSI C;
- **Atualizações constantes** - A primeira versão de FatFs foi lançada em 2006 e desde então já foram lançadas mais de 20 atualizações;
- **Licença** - Trata-se de uma biblioteca totalmente grátis que pode ser usada, inclusive, para fins comerciais;

Com recurso a esta biblioteca, foi possível desenvolver um sistema de ficheiros no cartão microSD e criar ficheiros de texto com os dados recolhidos para visualização num computador. O sistema possui funções próprias já definidas, que se encontram representadas na figura 7.6

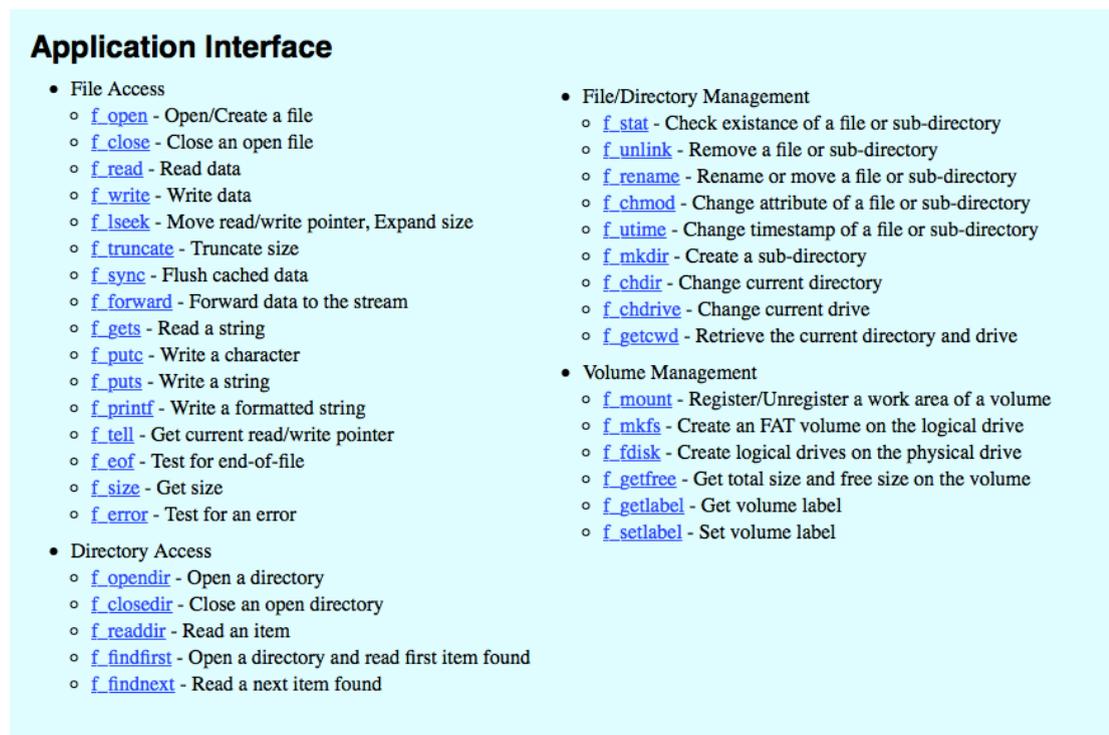


FIGURA 7.6: Funções disponíveis na biblioteca do FatFs.

7.1.4 Configuração do RN4020

À semelhança do ADS1293, o módulo Bluetooth RN4020 requer uma configuração prévia, no entanto, o protocolo de comunicação entre o microcontrolador e o módulo é o RS-232. Este protocolo usa apenas 3 linhas:

- RX;
- TX;
- GND;

No entanto, foram ligados outros pinos entre o MCU e o RN4020 para conseguir aproveitar todas as funcionalidades do módulo. Na figura 7.7 encontra-se a sugestão da Microchip para comunicação com o RN4020.

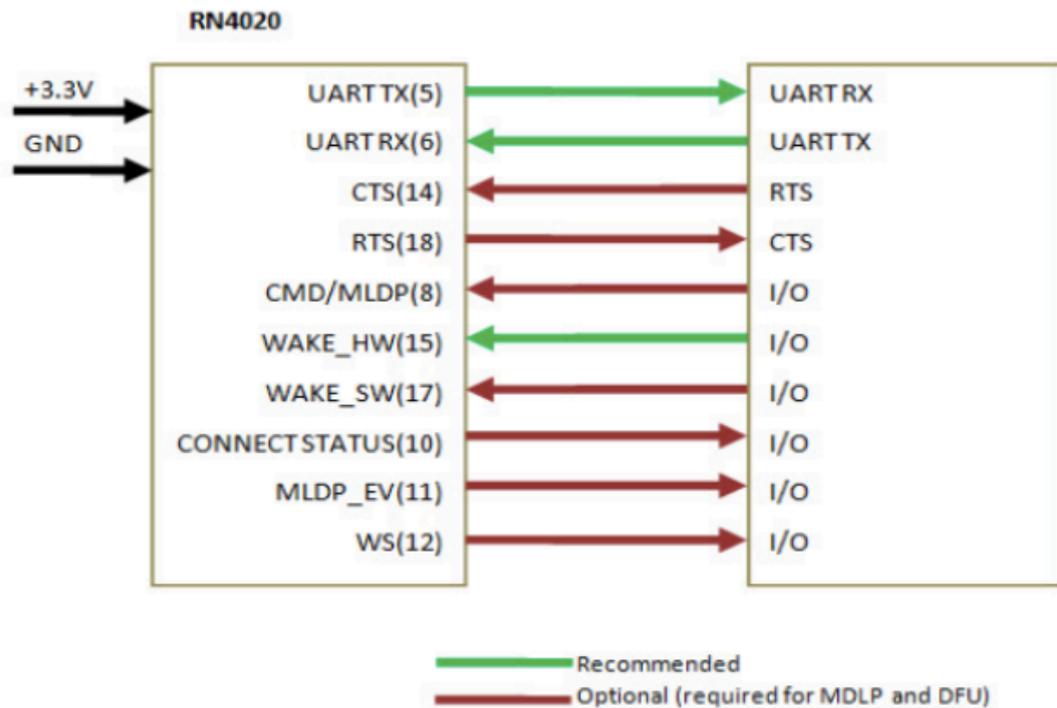


FIGURA 7.7: Ligação sugerida para o RN4020.

Para além dos pinos de comunicação (RX e TX) recomenda-se o uso do pino wakeHW, pois permite a colocação do módulo RN4020 num estado *sleep* e acordá-lo apenas quando desejado (figura 7.7). Deste modo conseguem atingir-se consumos do módulo de Bluetooth na ordem dos 800nA. Quando este se encontra no seu modo de funcionamento normal, o Baudrate usado é 115200bps, em "dormant mode" é 2400bps. Neste modo atingem-se consumos de 5 μ A. [61]

À semelhança do ADS1293, este módulo requer uma configuração prévia, configuração essa que se encontra na figura 7.7.

```
void BLE_init(void){
    transmit_String_BT("SF,1\r\n"); // Factory Reset
    _delay_ms(900);
    transmit_String_BT("+\r\n"); // Turn echo on
    _delay_ms(20);
    transmit_String_BT("SS,64000000\r\n"); // Enable support of blood pressure and heart rate services
    _delay_ms(20);
    transmit_String_BT("SR,20000000\r\n"); // Set device as peripheral, support MLDP and enable USART flow control.
    _delay_ms(20);
    transmit_String_BT("SN,EXA4LIFE BP\r\n"); // Change the blood pressure device name
    _delay_ms(20);
    transmit_String_BT("R,1\r\n"); // Reboot to make the changes effective.
    _delay_ms(20);
    transmit_String_BT("LS\r\n"); // Show the supported services (debug)
    _delay_ms(20);
}
```

FIGURA 7.8: Função usada para configurar o RN4020.

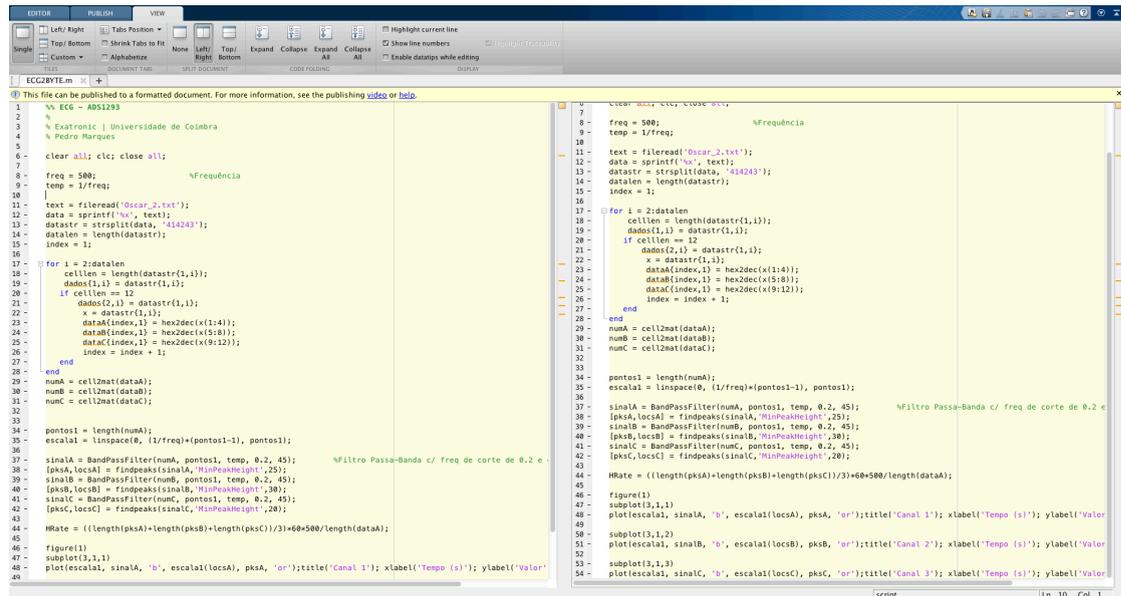
Após a configuração do módulo, é necessário saber o registo do serviço e da característica que se pretende usar de acordo com o protocolo escolhido, que neste caso foi o protocolo de *Heart Rate* já existente nas bibliotecas do RN4020, e alterar o valor para o dado que se pretende enviar. Os dados são enviados byte a byte em formato hexadecimal, sendo que cada 3 bytes correspondem a um dado adquirido pelo ADS1293. Tendo em conta que se tratam de 3 canais, envia-se um delimitador seguido de 9 bytes de sinal.

7.2 Software

Este projeto envolve dois tipos de software. Um para uma plataforma mobile, que permite visualização em tempo real dos dados transferidos via Bluetooth Low Energy e outro em Matlab que permite representar graficamente os dados escritos nos ficheiros .txt gravados no cartão.

7.2.1 Exa4Life ECG Software

O Exa4Life ECG Software, é um programa desenvolvido em Matlab, que permite abrir um ficheiro .txt à escolha e representar graficamente os dados de ECG nele gravados. Para tal começou-se por ler todos os dados do ficheiro e separou-se em conjuntos de 3 dados (1 por canal). Na figura 7.9 encontra-se um printscreen do Matlab com o código em questão.



```

1 % ECG - ADS1293
2 %
3 % Electronic | Universidade de Coimbra
4 % Pedro Marques
5
6 clear all; clc; close all;
7
8 freq = 500; %Frequência
9 temp = 1/freq;
10
11 text = fileread('Oscar_2.txt');
12 data = sprintf('%s', text);
13 datastr = strsplit(data, '\14243');
14 datalen = length(datastr);
15 index = 1;
16
17 for i = 2:datalen
18     celllen = length(datastr(1,i));
19     dados(1,i) = datastr(1,i);
20     if celllen == 12
21         dados(2,i) = datastr(1,i);
22         x = datastr(1,i);
23         dataA(index,1) = hex2dec(x(1:4));
24         dataB(index,1) = hex2dec(x(5:8));
25         dataC(index,1) = hex2dec(x(9:12));
26         index = index + 1;
27     end
28 end
29 numA = cell2mat(dataA);
30 numB = cell2mat(dataB);
31 numC = cell2mat(dataC);
32
33 pontosi = length(numA);
34 escalai = linspace(0, 1/freq)*(pontosi-1), pontosi);
35
36 sinalA = BandPassFilter(numA, pontosi, temp, 0.2, 45); %Filtro Passa-Banda c/ freq de corte de 0.2 e
37 [pkSA, locSA] = findpeaks(sinalA, 'MinPeakHeight', 25);
38 [pkSB, locSB] = findpeaks(sinalB, 'MinPeakHeight', 30);
39 [pkSC, locSC] = findpeaks(sinalC, 'MinPeakHeight', 20);
40
41 HRate = ((length(pkSA)+length(pkSB)+length(pkSC))/3)+60*500/length(dataA);
42
43 figure(1)
44 subplot(3,1,1)
45 plot(escalai, sinalA, 'b', escalai(locSA), pkSA, 'or');title('Canal 1'); xlabel('Tempo (s)'); ylabel('Valor')
46 subplot(3,1,2)
47 plot(escalai, sinalB, 'b', escalai(locSB), pkSB, 'or');title('Canal 2'); xlabel('Tempo (s)'); ylabel('Valor')
48 subplot(3,1,3)
49 plot(escalai, sinalC, 'b', escalai(locSC), pkSC, 'or');title('Canal 3'); xlabel('Tempo (s)'); ylabel('Valor')
50

```

FIGURA 7.9: Layout do programa MatLab com código usado para apresentação do gráfico dos dados recolhidos em modo Holter.

Por fim, representam-se graficamente todos os pontos em 3 gráficos distintos (figura 7.10) assinalando os picos R. Para além da representação gráfica, o programa também calcula o ritmo cardíaco, baseando-se na taxa de amostragem definida no dispositivo. Mais à frente, no capítulo referente aos Testes ao Sistema, estas questões serão aprofundadas.

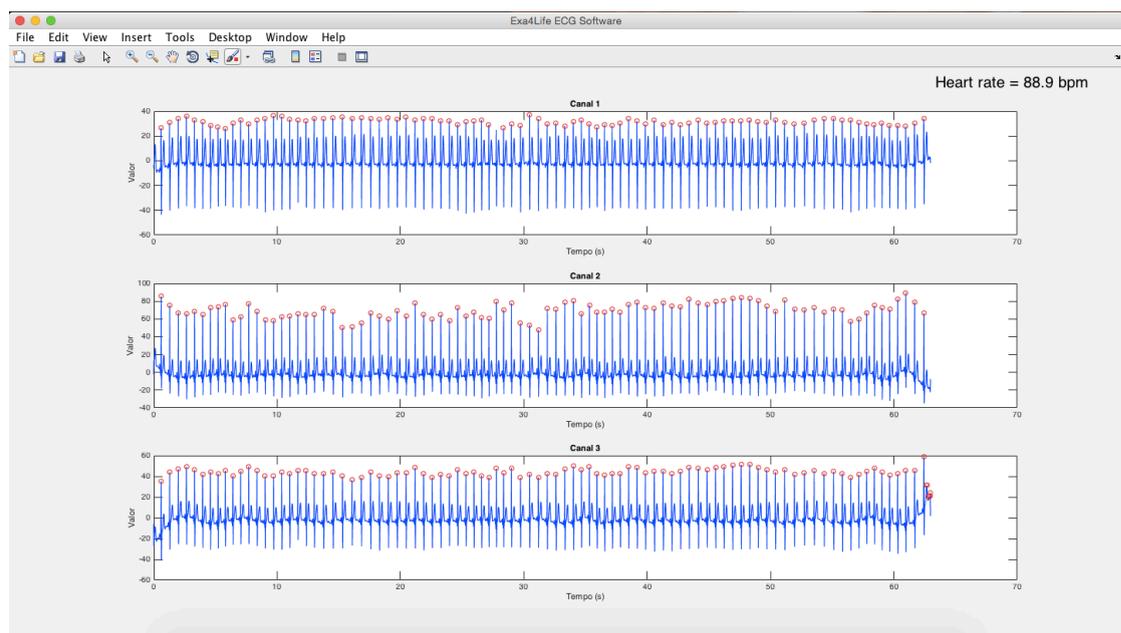
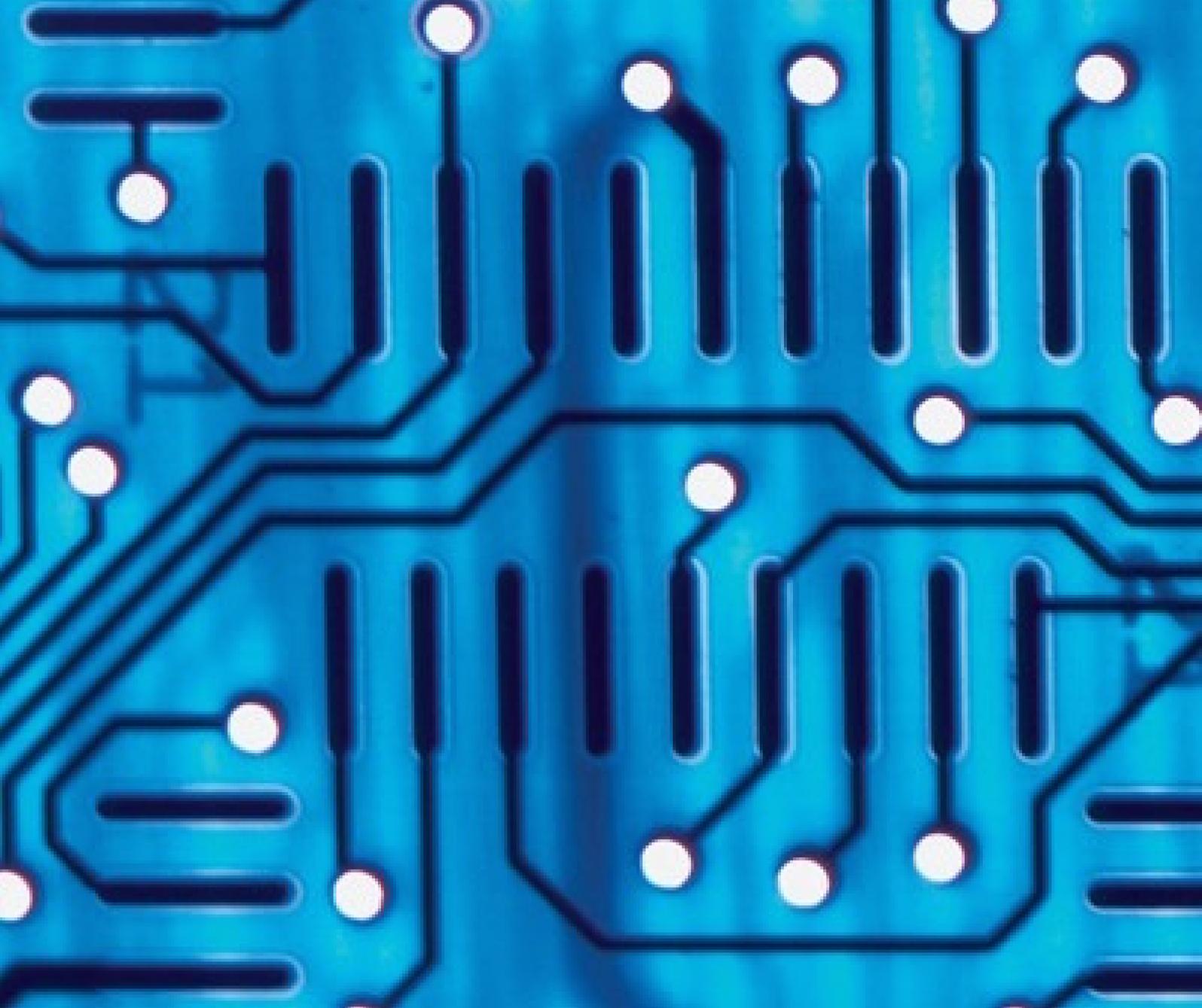


FIGURA 7.10: Representação gráfica gerada pelo programa Exa4Life ECG Software.



Capítulo 8

Testes ao Sistema

Após o desenvolvimento do firmware e do software, passou-se aos testes realizados ao sistema. Apresenta-se, na figura 8.1 o sistema desenvolvido e usado nos testes.

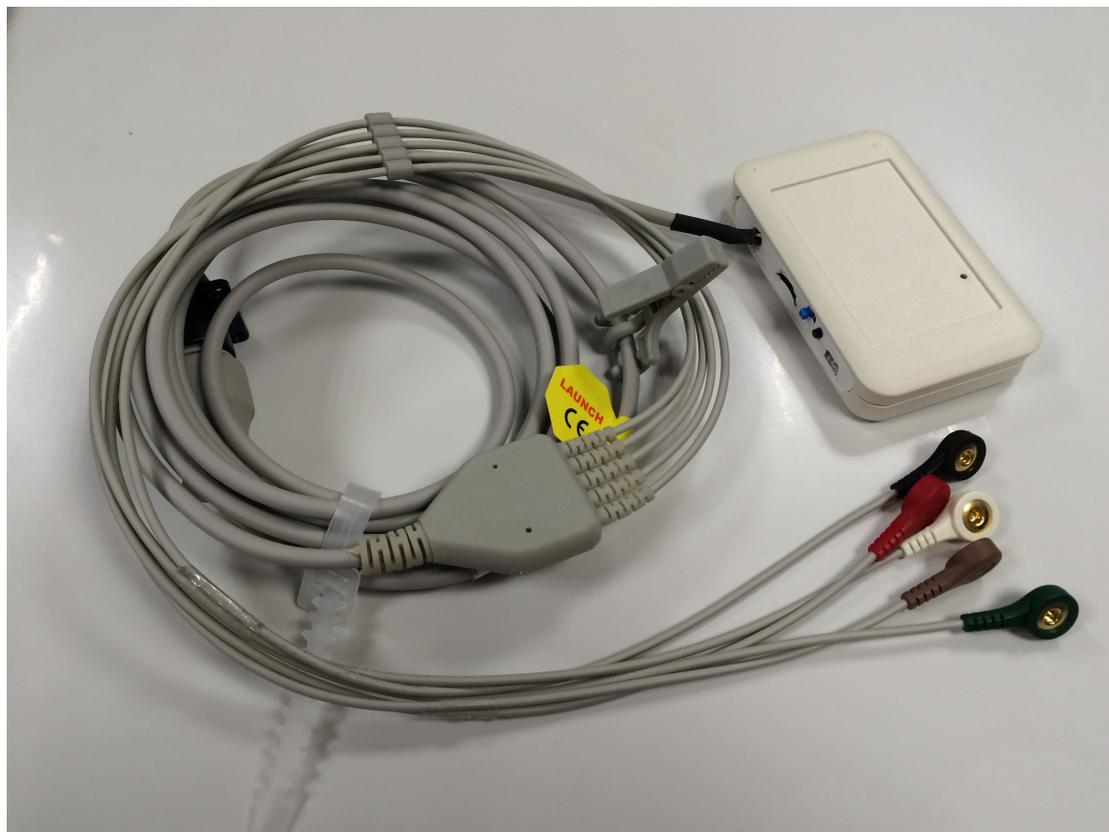


FIGURA 8.1: Representação do sistema desenvolvido com o cabo de eléttodos.

O sistema, tal como foi referido anteriormente, recolhe dados de 5 eléttodos, resultando em 3 derivações diferentes. Os testes foram realizados no modo Holter, gravando a integridade dos dados recolhidos no cartão de memória. Após essa recolha, os dados são analisados e representados graficamente através do software desenvolvido em Matlab.

8.1 Fluke ESA 620

Os primeiros ensaios foram realizados com sinais artificiais, que foram gerados pelo Fluke ESA 620 (Electrical Safety Analyser). Este sistema permite realizar todos os testes primários de segurança de um dispositivo, incluindo tensões médias,

resistências de proteção e de isolamento, corrente no dispositivo e ligações com o utilizador do dispositivo biomédico.

Na figura 8.2 pode-se ver o simulador em funcionamento, gerando um sinal de ECG com uma frequência de 60bpm.



FIGURA 8.2: Representação Fluke ESA 620 a gerar um sinal ECG de 60bpm.

O ESA 620 da fluke permite também gerar sinais triangulares e quadrados, que foram os primeiros a servir de teste, por serem fáceis de analisar, e permite validar que os dados recolhidos estão a ser devidamente convertidos. Nas figuras 8.3 e 8.4 é possível ver um sinal triangular de 2Hz e um sinal quadrado de 0.125Hz, respetivamente.

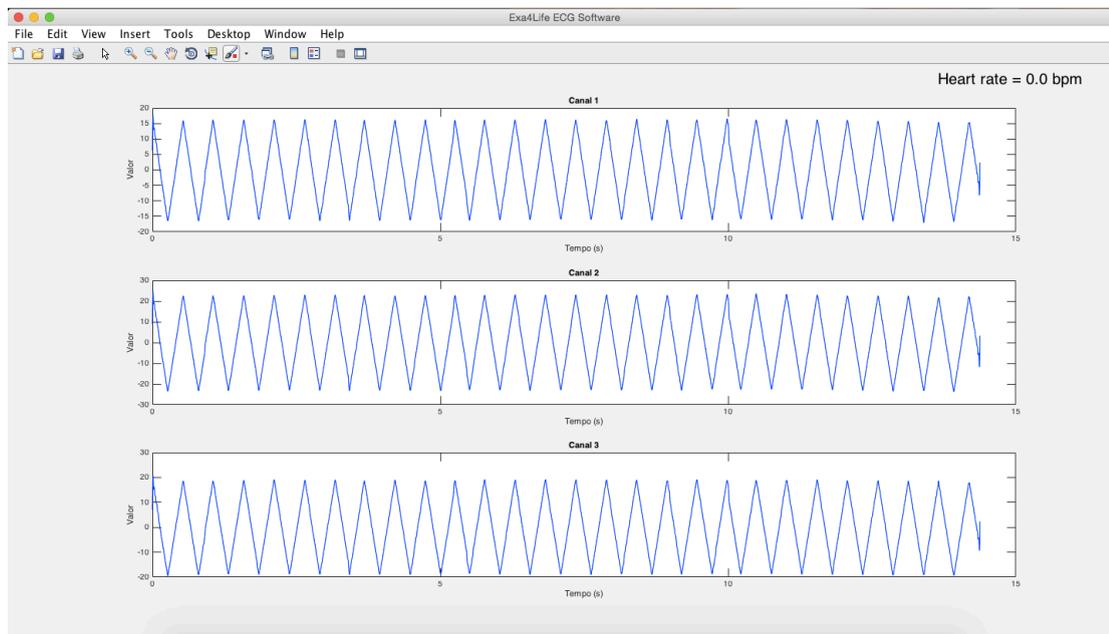


FIGURA 8.3: Representação gráfica de um sinal triangular gerado pelo Fluke ESA 620.

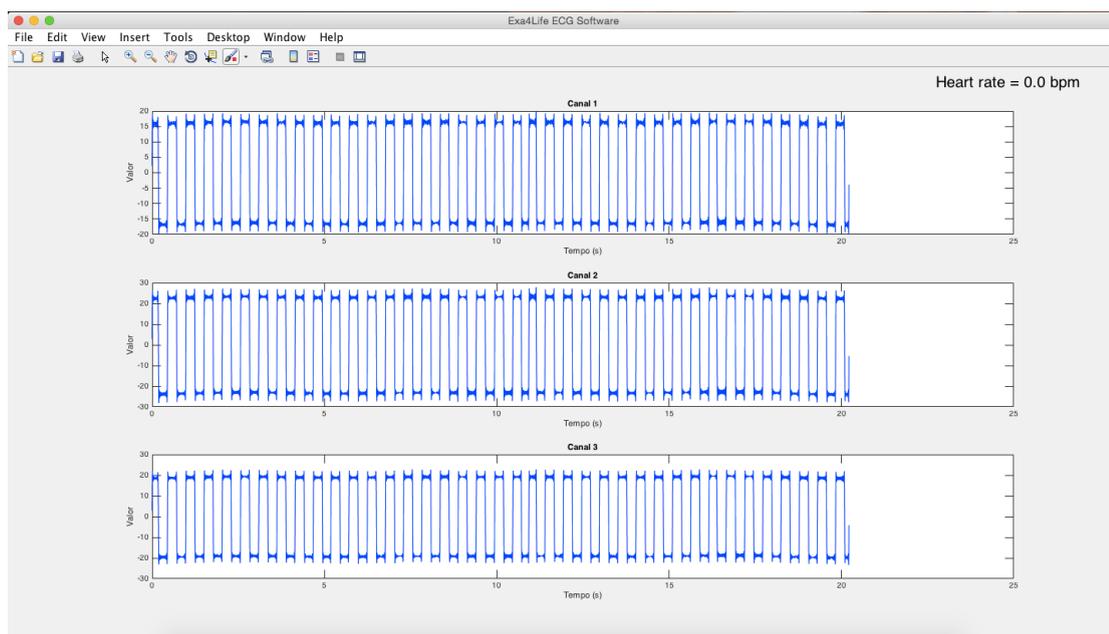


FIGURA 8.4: Representação gráfica de um sinal quadrado gerado pelo Fluke ESA 620.

Como se pode ver nas figuras anteriores, o sistema recolhe e converte os sinais, obtendo os gráficos esperados. Portanto, tendo esta parte validada, prosseguiu-se para um sinal mais complexo, o sinal de ECG, que corresponde ao objetivo deste

projeto. Para tal configurou-se o Fluke ESA 620 para gerar sinais ECG com as seguintes frequências:

- 60 bpm;
- 120 bpm;

Os resultados encontram-se nas figuras 8.5 e 8.6, respetivamente.

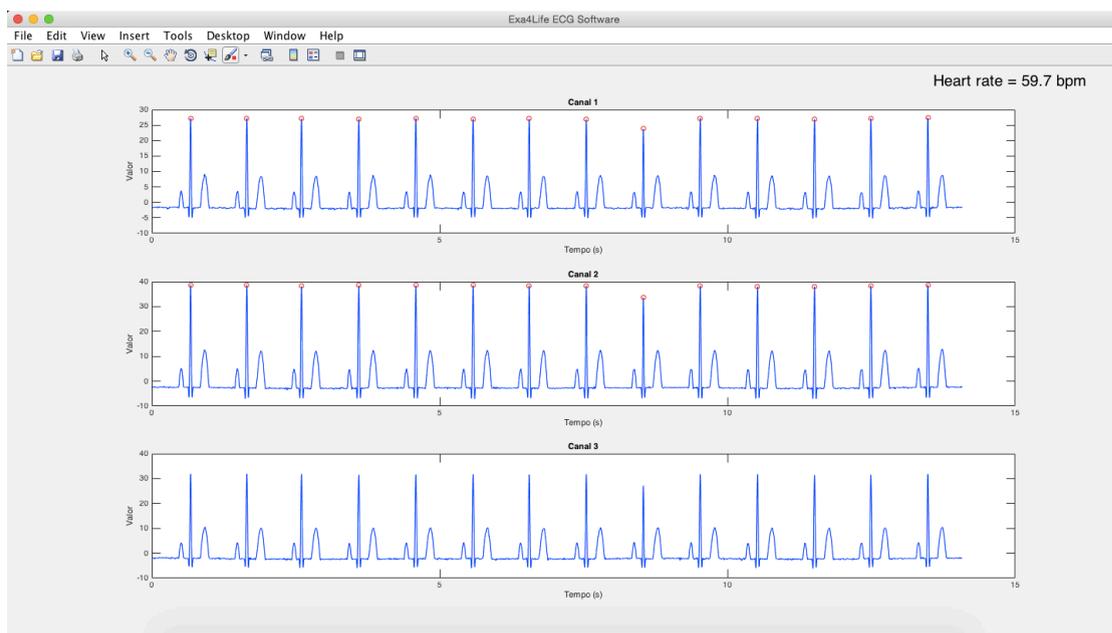


FIGURA 8.5: Representação gráfica de um sinal ECG de 60 bpm gerado pelo Fluke ESA 620.

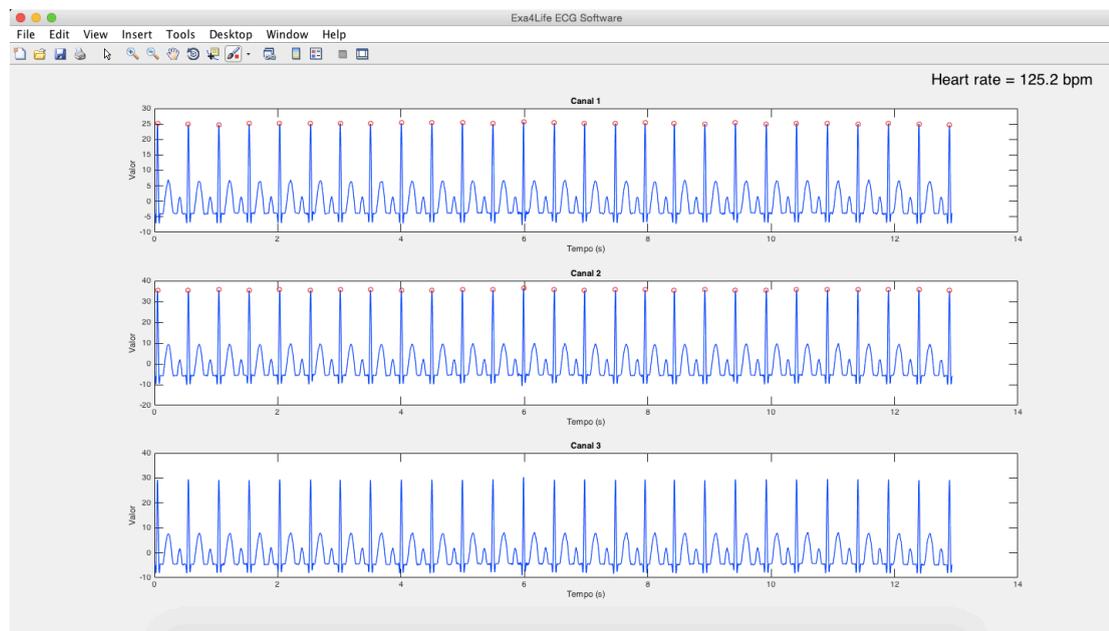


FIGURA 8.6: Representação gráfica de um sinal ECG de 120 bpm gerado pelo Fluke ESA 620.

Tal como se pode ver pelas figuras 8.5 e 8.6, os resultados coincidem com o esperado. O sinal encontra-se livre de ruído e o cálculo do ritmo cardíaco encontra-se dentro dos limites aceitáveis, sendo que para os 60bpm, o software assume 59,7 bpm e para os 120 bpm, o software assume 125,2 bpm. No último caso, o valor encontra-se mais afastado, dando um erro percentual de 4,33%. Esses dados podem ser visualizados na tabela 8.1.

TABELA 8.1: Ritmos Cardíacos esperados vs obtidos.

| BPM Esperado | BPM Calculado | Erro Percentual |
|--------------|---------------|-----------------|
| 60 | 59.7 | 0.5% |
| 120 | 125.2 | 4.33% |

8.2 Testes realizados em humanos

Após os testes com o simulador, que permitiram a validação do sistema, e do software, procedeu-se à realização de testes com sinais reais, ou seja, em humanos. Efetuaram-se diversas recolhas em diversas pessoas, permitindo assim um número

aceitável de amostras. Nas figuras 8.7 e 8.8 encontram-se testes realizados ao indivíduo "A" de 10 e 60 segundos, respetivamente.

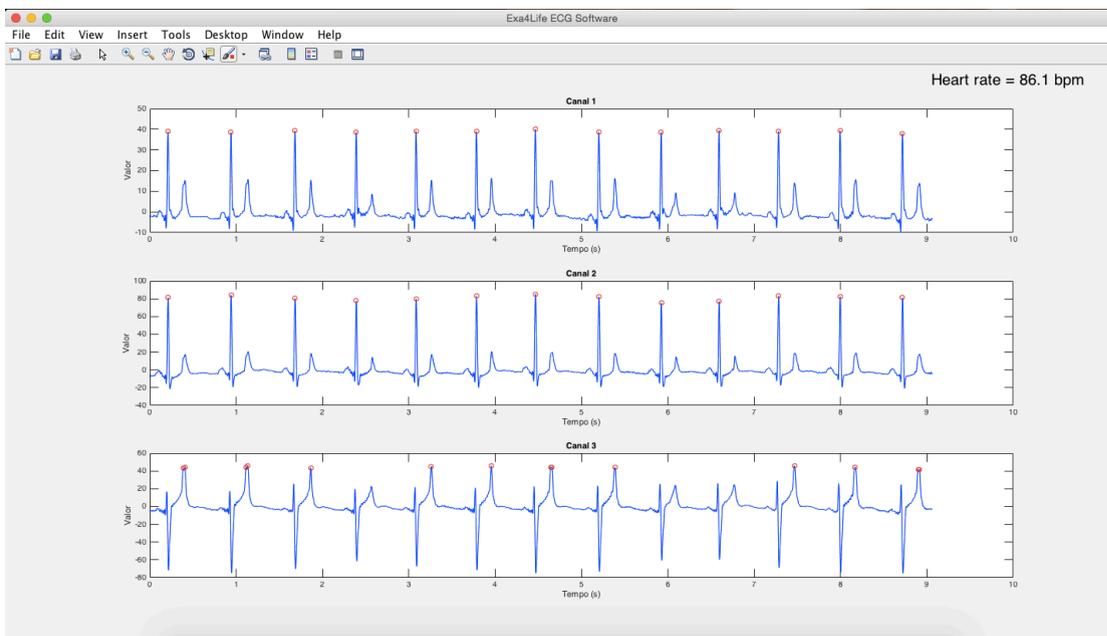


FIGURA 8.7: Representação gráfica de um sinal ECG de 10s do indivíduo A.

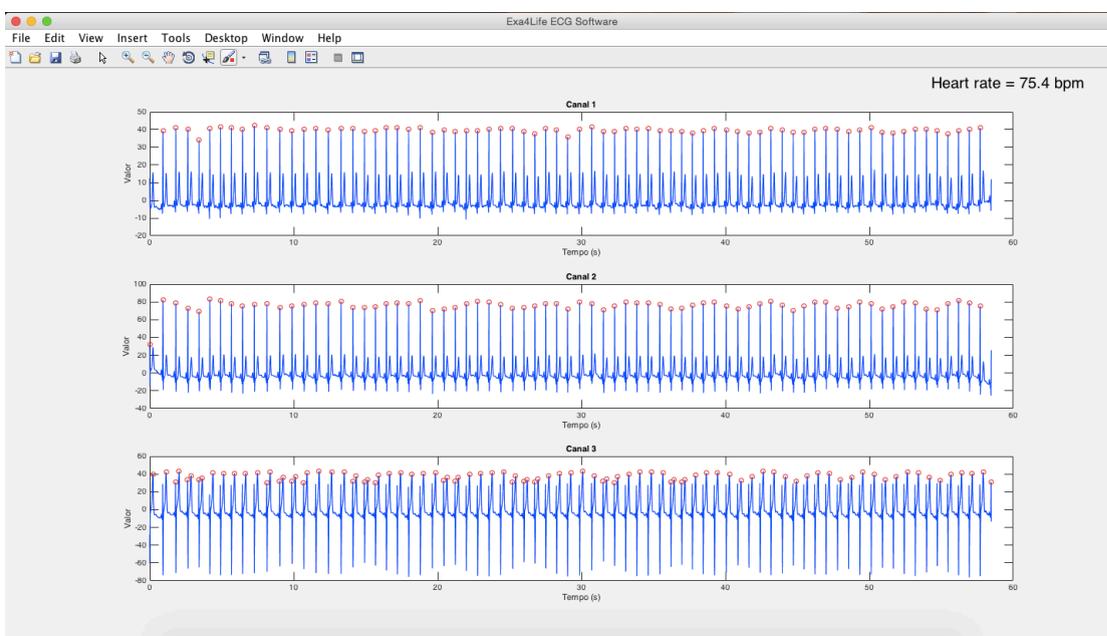


FIGURA 8.8: Representação gráfica de um sinal ECG de 60s do indivíduo A.

É de notar, nos gráficos anteriores, que o tempo foi cronometrado manualmente e o início da cronometragem pode não coincidir com o início da recolha dos dados. Por outro lado, verifica-se que ambos os gráficos apresentam dados aceitáveis, quer

de ECG quer de ritmo cardíaco (a pulsação foi medida manualmente enquanto decorriam os testes). Nos testes realizados a este indivíduo (indivíduo A) verificase que os sinal do canal 3, que corresponde à derivação V, não está de acordo com o esperado. Tal pode dever-se ao posicionamento do quinto elétrodo.

De seguida, nas figuras 8.9 e 8.10 apresentam-se dados ECG de mais dois indivíduos (indivíduo B e C respetivamente).

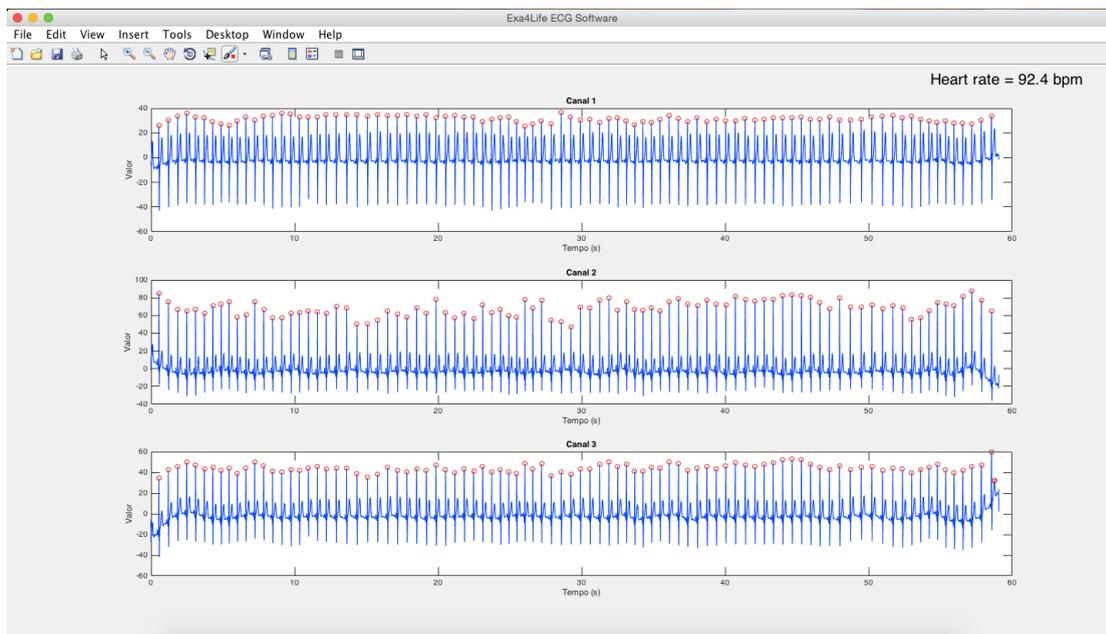


FIGURA 8.9: Representação gráfica de um sinal ECG de 60s do indivíduo B.

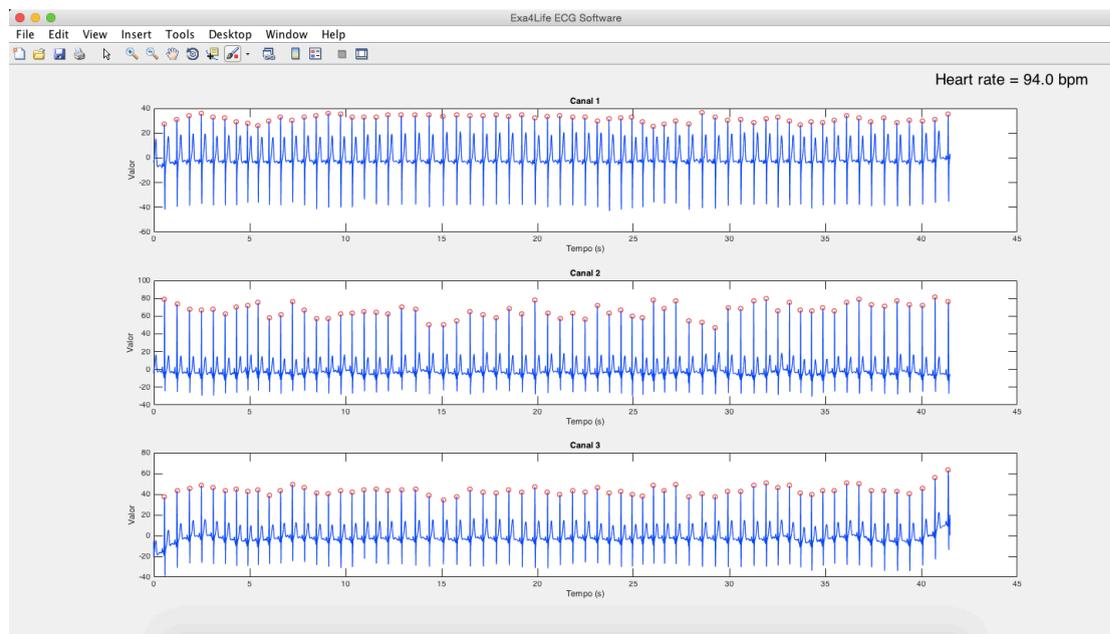


FIGURA 8.10: Representação gráfica de um sinal ECG de 40s do indivíduo c.

Nestes gráficos verifica-se que o sinal correspondente à derivação V coincide com o que seria expectável. Tendo em conta que não houve qualquer alteração a nível do sistema, assume-se que os resultados obtidos no testes realizados ao indivíduo A, que se encontram nas figuras 8.7 e 8.8, variam pela má colocação do quinto elétrodo.

8.3 Consumos

Após os testes de validação do sistema, procedeu-se à realização de testes relativamente a consumos do mesmo. Para tal, ligou-se um amperímetro de bancada em série com a massa. Na figura 8.11 encontra-se uma foto do valor medido com o sistema em stand-by. Neste modo o dispositivo está à espera quer do emparelhamento via bluetooth quer que se dê início ao Holter.



FIGURA 8.11: Consumo elétrico médio do sistema desenvolvido em stand-by.

De seguida, deu-se início ao Holter, e repetiram-se as medições. Na figura 8.12 encontram-se os resultados.



FIGURA 8.12: Consumo elétrico médio do sistema desenvolvido em modo Holter.

Por fim, emparelhou-se um smartphone, e recolheu-se os dados em tempo-real. Os resultados encontram-se na figura 8.13.

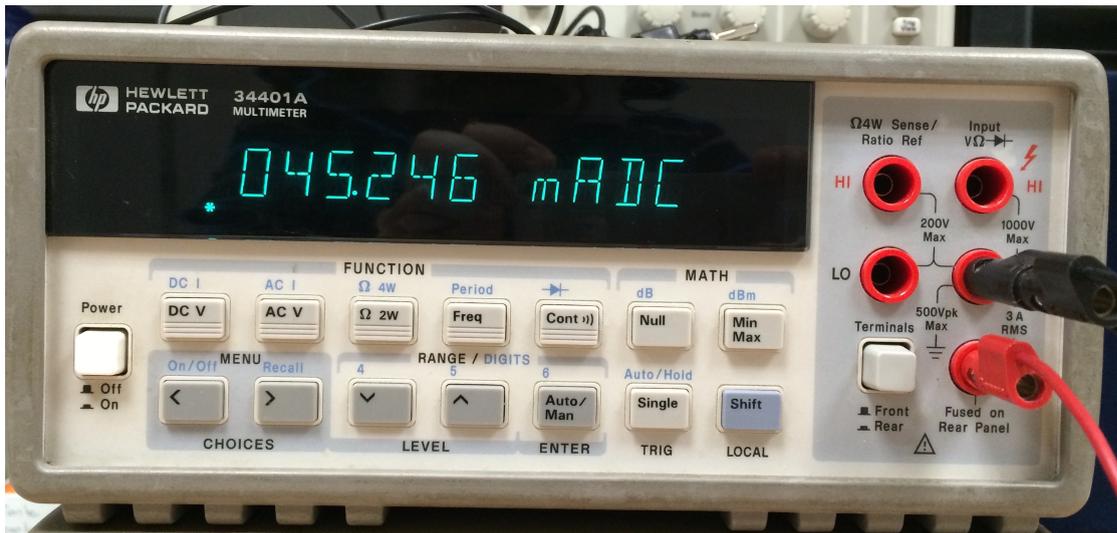


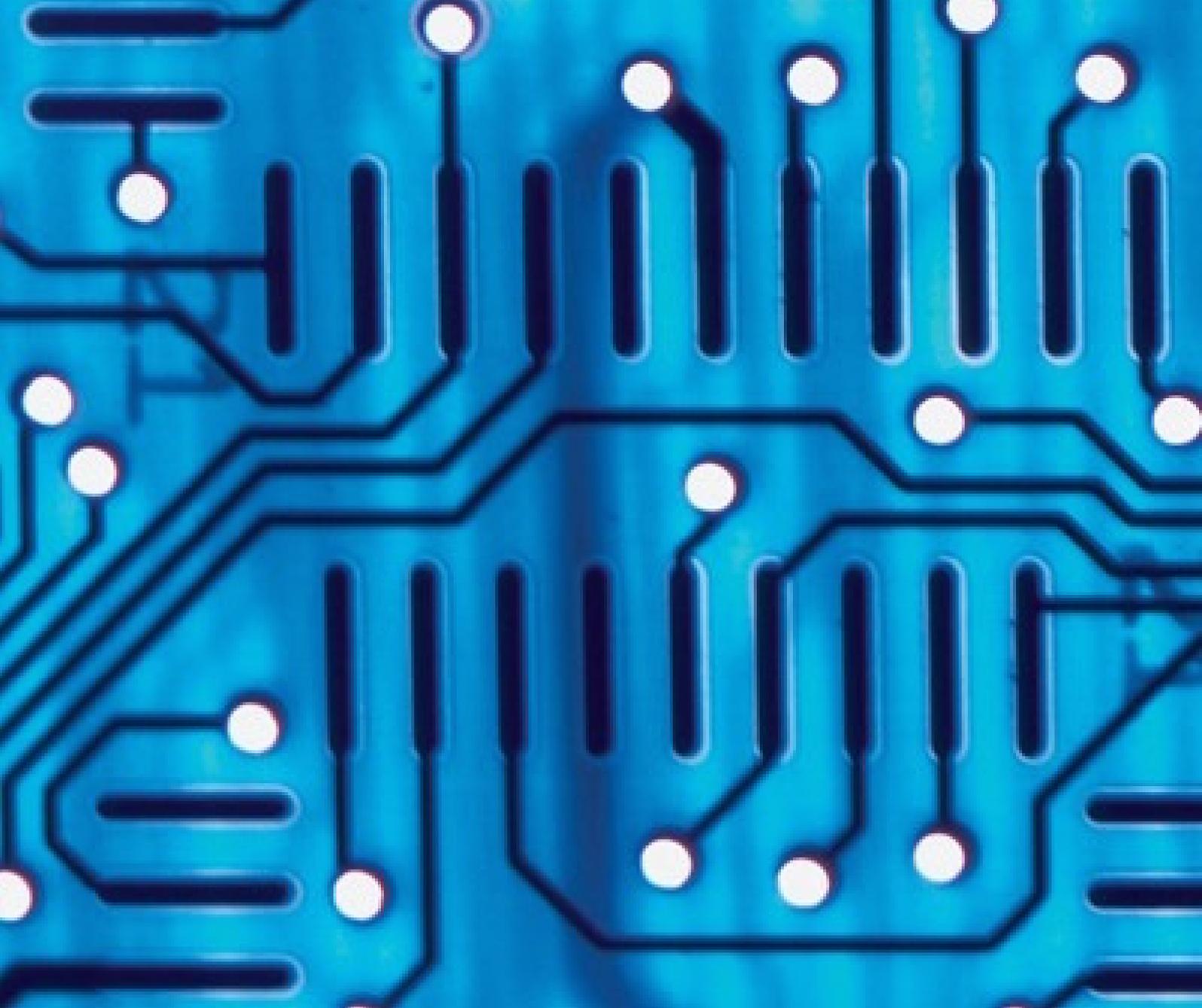
FIGURA 8.13: Consumo elétrico médio do sistema desenvolvido em modo Bluetooth.

Conclui-se que o modo Holter é de facto o que consome mais, o que se torna um problema, pois trata-se do modo que requer mais tempo de funcionamento. Tendo em conta que o Holter dura por norma 24h, seria necessário uma bateria com a seguinte capacidade:

$$24horas \times 53,804mA = 1291,296mAh$$

Assumindo que se o dispositivo é apenas usado em modo Bluetooth, para visualização dos dados em tempo-real, durante períodos máximos de 3 horas por dia. Usando uma bateria de 800mAh, e tendo em conta o consumo registado na figura 8.13, a duração da mesma seria de aproximadamente:

$$\frac{800mAh}{3h \times 45,246mA} = 5,89dias$$



Capítulo 9

Conclusão

Neste capítulo pretende-se lembrar os objetivos deste projeto e compará-los com os resultados obtidos ao longo de quase um ano de trabalho, assim como falar de possíveis melhorias e de futuras considerações.

9.1 Resultado Final

Ao longo dos últimos anos, a evolução tecnológica que se tem vindo a notar no que diz respeito a dispositivos médicos é muito grande, o que tem permitido inúmeros novos diagnósticos ou melhorias relativamente aos já existentes. Fala-se, nos tempos que correm, cada vez mais, em sistemas que permitam uma monitorização em tempo-real de diversos parâmetros biológicos durante o dia-a-dia do paciente. Tal permite uma monitorização mais real, devido ao ambiente em que a pessoa se encontra, assim como, devido à atividade que a pessoa exerce durante a monitorização. Deste modo, e com o intuito de melhorar os diagnósticos, a tendência tecnológica encontra-se direcionada para sistemas de *Ambient Assisted Living* (AAL).

Neste projeto, o objetivo era desenvolver um dispositivo de eletrocardiograma portátil e com comunicação sem-fios, algo que envolve um número elevado de questões técnicas que tiveram de ser resolvidas no decorrer da sua realização. No entanto, o trabalho foi realizado por partes, e após a aquisição de certos conhecimentos e a realização de muitos estudos e pesquisas, o que inicialmente parecia ser algo impossível de desenvolver no período estabelecido, foi se tornando factível. Começou-se por estudar os principais conceitos biológicos associados ao projeto, de seguida prosseguiu-se para um estudo da estado da arte, o que permitiu perceber os produtos já existentes no mercado, assim como as suas limitações e foi aqui que este projeto se tornou ainda mais ambicioso, na medida em que foram acrescentadas novas funcionalidades ao dispositivo que se viria a desenvolver. Após todo este estudo inicial, começou-se a projetar o dispositivo, quer a nível de hardware, quer a nível de firmware, pois ambos estão diretamente ligados.

Aquando do desenvolvimento do hardware, verificou-se que existem sistemas integrados, que permitem que se desenvolva um dispositivo de ECG a baixos preços e de pequenas dimensões. Daí partiu a escolha do ADS1293 da Texas Instruments, que minimizou bastante as fontes de erro nos sinais adquiridos, assim como o tamanho do próprio sistema. A escolha do módulo bluetooth, embora tenha aumentado o preço do produto, foi uma boa escolha, devido ao seu baixo consumo e à facilidade de uso do mesmo. Deste modo, juntando conhecimentos básicos de eletrónica previamente adquiridos, mas principalmente os inúmeros adquiridos no departamento de Conceção e Desenvolvimento da Exatronic, foi possível desenvolver um sistema funcional, com pouquíssimos erros de hardware e principalmente com forma de produto final.

É de notar que o objetivo de desenvolver um dispositivo de ECG portátil com comunicação Bluetooth foi devidamente cumprido, na medida em que o produto final se encontra inserido numa caixa de 10,5 x 6,5 x 2,0 cm e permite a conexão via Bluetooth Low Energy e a visualização dos dados ECG recolhidos. O produto final, com a bateria adequada, permite a realização de algo que não estava previsto no projeto inicial, que é um exame Holter de 24 horas no qual os dados são armazenados num cartão micro SD, que pode ser montado num computador. Usando o software desenvolvido ao longo deste projeto em Matlab, permitindo o seu uso quer em Windows quer em OS X, é possível visualizar os dados recolhidos assim como o ritmo cardíaco médio ao longo do exame. Esta parte, juntamente com a programação do ADS1293, foi sem dúvida a tarefa mais complicada que se realizou ao longo deste projeto, pois juntou o uso do protocolo de comunicação SPI com sistemas de ficheiros (para o cartão micro SD) e com configuração de registos (para o ADS1293).

No que diz respeito à comunicação Bluetooth, esta foi devidamente testada usando aplicações já existentes no mercado, nomeadamente a "LightBlue Explorer" da *Punch Through* que permite aceder a toda a informação e características das ligações bluetooth low energy disponíveis. Começou-se por desenvolver uma aplicação em objective-C usando o Xcode para iOS, que permitia estabelecer ligação ao dispositivo desenvolvido e recolher os dados em tempo-real. No entanto, houve uma

grande dificuldade em encontrar bibliotecas gráficas que permitissem o desenvolvimento de uma aplicação para representação do gráfico em tempo-real. Todas as bibliotecas encontradas eram caras ou caso fossem gratuitas, eram muito limitativas em termos de atualização do gráfico à medida que os dados eram recolhidos.

Por fim, este projeto foi altamente multidisciplinar, tendo envolvido conceitos de biologia, hardware, firmware, projeção de produto, software, e um grande estudo do estado de arte, não só no que diz respeito ao dispositivo de ECG, mas também ao material eletrónico que o compõe. A escolha dos componentes, sendo a certa, facilita bastante toda a tarefa. Este projeto não pode ser considerado apenas como o desenvolver de um produto final, mas sim todo um ciclo de aprendizagem de novos e vastos conceitos, que podem ser visualizados na tabela 1.2.

Olhando agora novamente para o capítulo 5, onde são definidos os requisitos do sistema, verifica-se que todos foram cumpridos à exceção do A&E-02, que refere a possibilidade do sistema emitir um alarme sonoro, no entanto, esse requisito era de nível 3, ou seja, facultativo. No que diz respeito aos requisitos de autonomia, é possível cumprir todos os requisitos, definindo a bateria de acordo com os valores de consumo medidos no capítulo 8, onde são realizados os testes ao sistema.

9.2 Considerações Futuras

Este projeto foi uma excelente prova de conceito, no entanto necessita de diversas melhorias. Após o desenvolvimento do hardware e do firmware, surgiu a oportunidade de trabalhar diretamente com o Dr Mesquita Bastos, atual presidente da Sociedade Portuguesa de Hipertensão. Nas visitas realizadas ao Centro Hospitalar Baixo Vouga, que serviram para pedir opinião a profissionais de saúde na área de cardiologia, surgiram diversas sugestões, nomeadamente a possibilidade de desenvolver um dispositivo completamente sem-fios, mesmo a nível dos elétrodos. Esse conceito, embora recente, já se encontra implementado em alguns produtos existentes no mercado. No entanto, o correto posicionamento dos elétrodos varia de

pessoa para pessoa, e os produtos existentes passam por um dispositivo em forma de cinta ou de "borboleta" que já possui os elétrodos embutidos.

Outras considerações futuras, passam pelo desenvolvimento de um dispositivo ainda mais pequeno. É de notar que, optando por componentes eletrónicos de menores dimensões, é possível desenvolver um produto ainda mais miniaturizado. No entanto, tendo em conta que se trata de um projeto que não envolve produção de produto em série, e sim a produção de protótipos apenas, deve ter-se em conta o grau de facilidade de soldadura dos componentes. Para a soldadura manual, os componentes escolhidos são os adequados, no entanto, para uma situação de produção em linha de produção, poder-se-ia desenvolver um produto com componentes com "packages" menores levando assim a uma diminuição da área útil da PCB.

Outra sugestão passa pelo uso de um microcontrolador com Bluetooth, tais como as soluções da Texas CC2540 / CC2541 ou as soluções da Nordic (nRF51822), poupando na quantidade de componentes a colocar, e permitindo a configuração das stacks / protocolos de bluetooth à medida do sistema, não estando assim confinado aos limites impostos pela comunicação RS-232 entre o microcontrolador e o RN4020, nem aos limites do próprio RN4020 a nível dos protocolos existentes.

Bibliografia

- [1] PH Frisch, J St Germain, and W Lui. Evolving technologies drive the new roles of biomedical engineering. pages 5105–5108, 2008.
- [2] Abdur Rahim Mohammad Forkan, Ibrahim Khalil, Zahir Tari, Sebti Foufou, and Abdelaziz Bouras. A context-aware approach for long-term behavioural change detection and abnormality prediction in ambient assisted living. *Pattern Recognition*, 48(3):628–641, 2015.
- [3] Portal da saúde - doenças cardiovasculares [online], . URL <http://www.portaldasaude.pt/portal/conteudos/enciclopedia+da+saude/ministeriosaude/doencas/doencas+do+aparelho+circulatorio/doencascardiovasculares.htm>. [Acedido em 10 de Fevereiro de 2015].
- [4] Manual merck - exames de diagnóstico [online], . URL <http://www.manualmerck.net/?id=41&cn=610&ss=>. [Acedido em 10 de Fevereiro de 2015].
- [5] Instituto Nacional de Estatística. Dia mundial da população. Julho 2014.
- [6] R Ferreira, R Neves, Vanessa Rodrigues, P Nogueira, M Rosa, M Alves, and D Afonso. Portugal–doenças cérebro-cardiovasculares em números–2014. *Programa Nacional para as Doenças Cérebro-Cardiovasculares. ISSN*, 2014.
- [7] World heart day: New european statistics released on heart disease and stroke [online], . URL <http://www.escardio.org/about/press/press-releases/pr-12/Pages/world-heart-day-new-european-statistics-heart-disease-stroke.aspx>. [Acedido em 10 de Fevereiro de 2015].

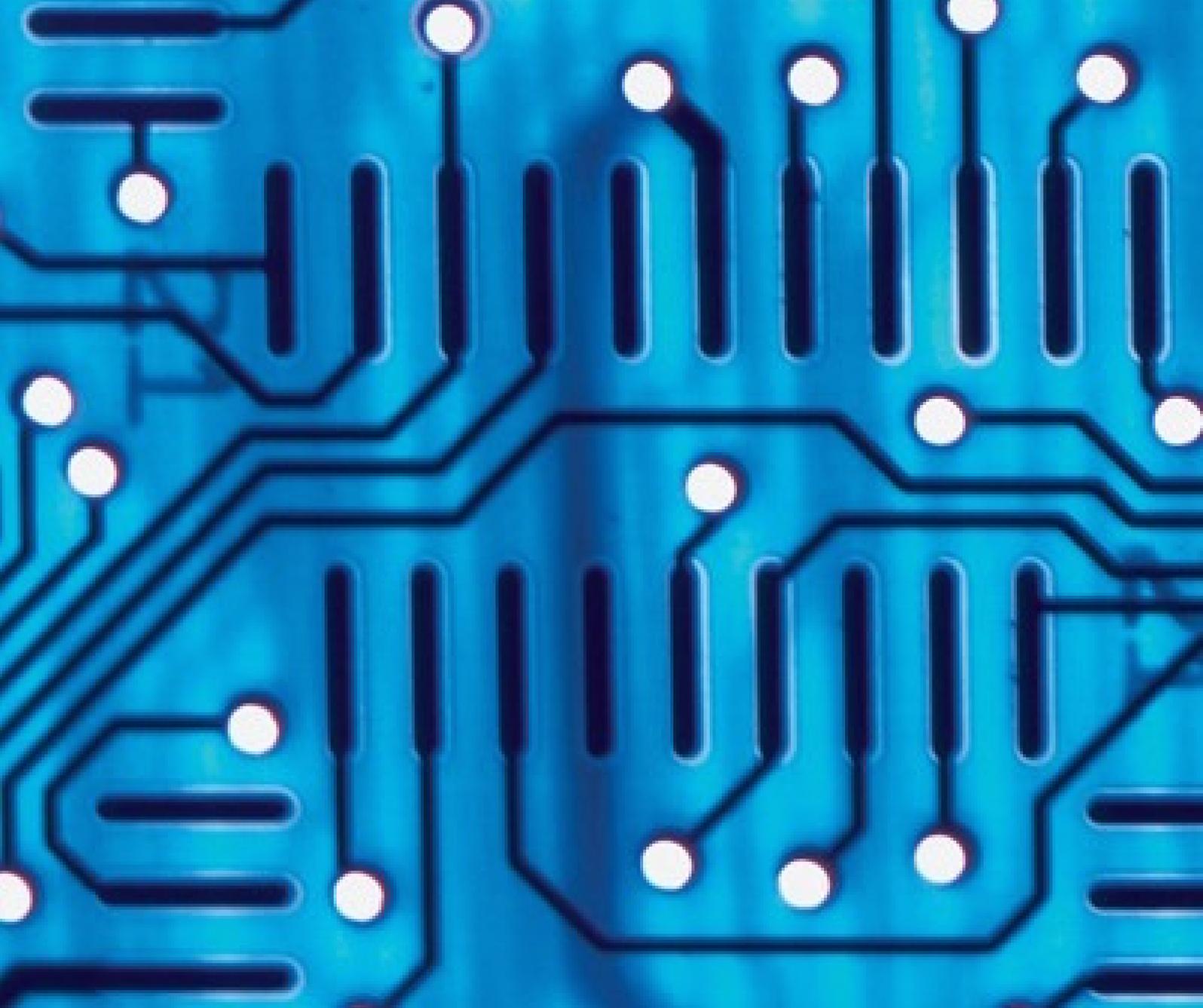
- [8] Centro cardiologia de coimbra - exames [online], . URL <http://ccardiologiacoimbra.pt/pt/ms/ms/exames-3000-178-coimbra/ms-90046579-p-3/>. [Acedido em 10 de Fevereiro de 2015].
- [9] Ecg: Como posicionar corretamente os elétrodos? [online], . URL <http://saladeenfermagem.com/2014/11/14/ecg-como-posicionar-corretamente-os-eletrodos/>. [Acedido em 27 de Março de 2015].
- [10] Exa4life - healthcare solutions [online], . URL http://www.exa4life.com/index.php?option=com_content&view=category&layout=blog&id=1&Itemid=56&lang=en. [Acedido em 10 de Fevereiro de 2015].
- [11] Cinnamon L VanPutte, Jennifer Regan, Andrew Russo, Rod R Seeley, Trent D Stephens, and Philip Tate. *Seeley's anatomy & physiology*. McGraw-Hill, 2008.
- [12] Manual merck - biologia cardiovascular [online], . URL <http://www.manualmerck.net/?id=40>. [Acedido em 11 de Fevereiro de 2015].
- [13] Guilherme José Nunes Carvalho. Sistema holter de aquisição e processamento contínuo do eletrocardiograma através de telefone celular. 2011.
- [14] Andrew T Reisner, Gari D Clifford, and Roger G Mark. The physiological basis of the electrocardiogram. *Advanced methods and tools for ECG data analysis*, pages 1–25, 2007.
- [15] Paulo Castro Chaves and Adelino Leite Moreira. Electrocardiografia. *Aula Teórico-Prática, Texto de Apoio, Faculdade de Medicina da Universidade do Porto, Serviço de Fisiologia, Porto*, 2001.
- [16] Gilles Baechler. *Sensing ECG signals with variable pulse width finite rate of innovation*. PhD thesis, Citeseer, 2012.
- [17] Roger G Mark. *Principles of Cardiac Electrophysiology*. PhD thesis, Massachusetts Institute of Technology, 2004.

- [18] Arnold M Katz. *Physiology of the Heart*. Lippincott Williams & Wilkins, 2010.
- [19] Kumar Ashish, Ravinder Agarwal, and Chandra Sushil. Wireless ecg using bluetooth. 2010.
- [20] Ecg- 101t [online], . URL <http://www.meditech.com.cn/Meditech-Product/Handheld-ECG-machine-ECG101T/detail>. [Acedido em 16 de Fevereiro de 2015].
- [21] Collateral medical [online], . URL <http://www.collateralmed.com/blog/2012/01/06/what-are-single-3612-channel-ecg-machines>. [Acedido em 16 de Fevereiro de 2015].
- [22] Myecg e3-80 portable ecg [online], . URL <http://www.ubergizmo.com/2008/03/myecg-e3-80-portable-ecg/>. [Acedido em 16 de Fevereiro de 2015].
- [23] Alive technologies [online], . URL <http://www.alivetec.com/alive-bluetooth-heart-activity-monitor/>. [Acedido em 16 de Fevereiro de 2015].
- [24] Zephyr [online], . URL <http://zephyranywhere.com/products/biopatch/>. [Acedido em 16 de Fevereiro de 2015].
- [25] Fitness electronics [online], . URL <http://fitnesselectronicsblog.com/polar-h7-bluetooth-low-power-heart-rate-monitor-in-depth-review/>. [Acedido em 18 de Fevereiro de 2015].
- [26] The heart check [online], . URL http://www.theheartcheck.com/products/pen_device.html. [Acedido em 18 de Fevereiro de 2015].
- [27] Jessica Lambourn. Portable ecg logger. *Yüksek Lisans Tezi, Queensland Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Avustralya*, 2003.
- [28] CUI Inc. Iec 60601-1 medical design standards. 2003.
- [29] Rachit Mohan. *Fully Integrated Analog Front-end for a 2-electrode ECG device*. PhD thesis, TU Delft, Delft University of Technology, 2011.

- [30] Karthik Soundarapandian and Mark Berarducci. Analog front-end design for ecg systems using delta-sigma adcs. *TI Rep. SBAA160A*, pages 1–11, 2010.
- [31] João Cardoso. Instrumentação e sistemas de aquisição de dados. *Apontamentos das Aulas*, 2013.
- [32] Opa27 [online], . URL <http://www.ti.com/product/OPA27?keyMatch=opa27&tisearch=Search-EN-Everything>. [Acedido em 19 de Fevereiro de 2015].
- [33] Opa2725 [online], . URL <http://www.ti.com/product/opa2725>. [Acedido em 19 de Fevereiro de 2015].
- [34] Shetty Prashanth and Bhat Somashekara. Survey: Ultra low power ecg signal pre-amplification techniques. *International Journal of Computer Science and Management Research*, 1, 2012.
- [35] Ina827 [online], . URL <http://www.ti.com/product/INA827>. [Acedido em 20 de Fevereiro de 2015].
- [36] Ina333 [online], . URL <http://www.ti.com/product/INA333/description>. [Acedido em 20 de Fevereiro de 2015].
- [37] Ina2332 [online], . URL <http://www.ti.com/product/INA2332>. [Acedido em 20 de Fevereiro de 2015].
- [38] Hank Zumbahlen. *Basic Linear Design*. Analog Devices, 2007.
- [39] Jamil Iqbal Khan. Portable ecg logger. 2003.
- [40] Margaret K Delano. *A long term wearable electrocardiogram (ecg) measurement system*. PhD thesis, Massachusetts Institute of Technology, 2012.
- [41] Tamas Hornos. Wireless ecg/eeg with the msp430 microcontroller. *Department of Electronics and Electrical Engineering, University of Glasgow*, 2009.
- [42] Ads1293 [online], . URL <http://www.ti.com/product/ads1293#descriptions>. [Acedido em 23 de Fevereiro de 2015].

- [43] David Alexandre Bento Rodrigues. Desenvolvimento de um dispositivo portátil de eletrocardiograma. *Exatronic - Innovation Insight*, 2013.
- [44] Fluke Biomedical. Esa 620, datasheet, Setembro 2008.
- [45] Frank Ohrtman and Konrad Roeder. *Wi-Fi Handbook: Building 802.11 b Wireless Networks*, volume 67. McGraw-Hill New York, NY, 2003.
- [46] Portable wi-fi that goes with you anywhere [online], . URL <http://www.wi-fi.org/discover-wi-fi/wi-fi-direct>. [Acedido em 30 de Março de 2015].
- [47] Shahin Farahani. *ZigBee wireless networks and transceivers*. Newnes, 2011.
- [48] SIG Bluetooth. Specification of the bluetooth system, version 1.1. <http://www.bluetooth.com>, 2001.
- [49] A look at the basics of bluetooth technology [online], . URL <http://www.bluetooth.com/Pages/Basics.aspx>. [Acedido em 26 de Março de 2015].
- [50] The low energy technology behind bluetooth smart [online], . URL <http://www.bluetooth.com/Pages/low-energy-tech-info.aspx>. [Acedido em 26 de Março de 2015].
- [51] Connect to the broadest range of devices [online], . URL <http://www.bluetooth.com/Pages/Bluetooth-Brand.aspx>. [Acedido em 26 de Março de 2015].
- [52] Bluetooth 4.2 [online], . URL <http://www.bluetooth.com/SiteCollectionDocuments/4-2/bluetooth4-2.aspx#control>. [Acedido em 30 de Março de 2015].
- [53] Jin-Shyan Lee, Yu-Wei Su, and Chung-Chou Shen. A comparative study of wireless protocols: Bluetooth, uwb, zigbee, and wi-fi. In *Industrial Electronics Society, 2007. IECON 2007. 33rd Annual Conference of the IEEE*, pages 46–51. IEEE, 2007.

- [54] Texas Instruments. Cc2560 bluetooth controller [online], . URL <http://www.ti.com/product/CC2560/description>. [Acedido em 27 de Março de 2015].
- [55] Texas Instruments. Cc2564 - datasheet [online]. . URL <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/cc2564.pdf>. [Acedido em 27 de Março de 2015].
- [56] Texas Instruments. Cc2541 - datasheet [online]. . URL <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/cc2541.pdf>. [Acedido em 27 de Março de 2015].
- [57] Blue Radios A Wireless World. Br-le4.0-s2a - datasheet [online]. . URL <http://www.blueradios.com/>. [Acedido em 27 de Março de 2015].
- [58] Blue Radios A Wireless World. Br-le4.0-d2a - datasheet [online]. . URL <http://www.blueradios.com/>. [Acedido em 27 de Março de 2015].
- [59] Element14. Loja online farnell [online]. URL <http://www.farnell.com>. [Acedido em 27 de Março de 2015].
- [60] Blue radios [online], . URL http://www.blueradios.com/orderinfo_new.htm. [Acedido em 27 de Março de 2015].
- [61] Atmel. Atxmega128a3u - datasheet [online]. URL http://www.atmel.com/images/atmel-8068-8-and16-bit-avr-xmega-a3-microcontrollers_datasheet.pdf. [Acedido em 19 de Janeiro de 2016].
- [62] Texas Instruments. Ads1293 - datasheet [online]. . URL <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1293.pdf>. [Acedido em 19 de Janeiro de 2016].
- [63] Elm-Chan. Fatfs - generic fat file system module [online]. URL http://elm-chan.org/fsw/ff/00index_e.html. [Acedido em 19 de Janeiro de 2016].



Apêndice A

Anexo A - Esquemáticos

Desenvolvidos

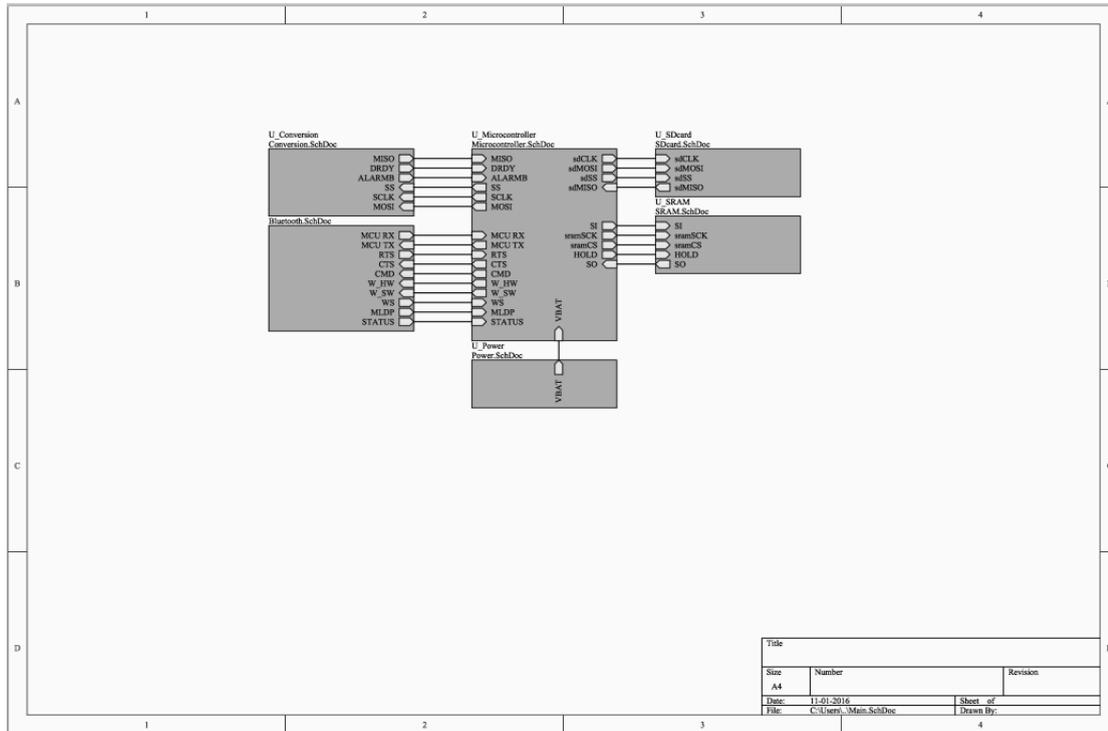


FIGURA A.1: Esquemático de ligações entre cada parte do sistema.

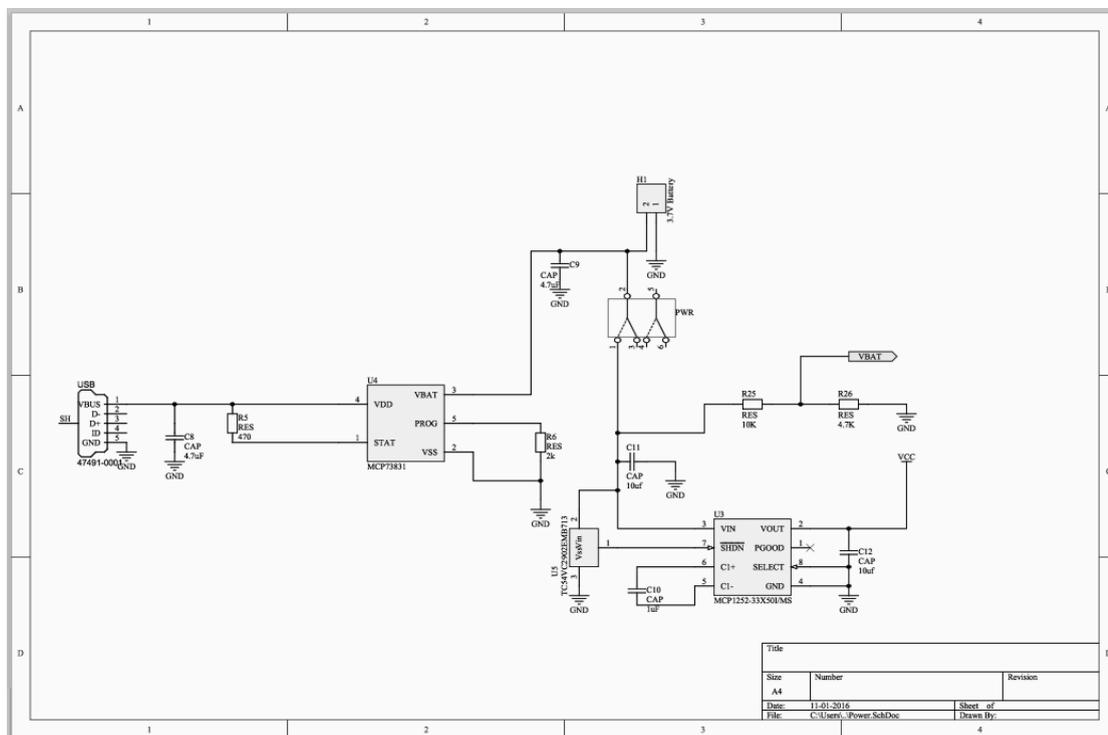


FIGURA A.2: Esquemático de ligações da parte da alimentação.

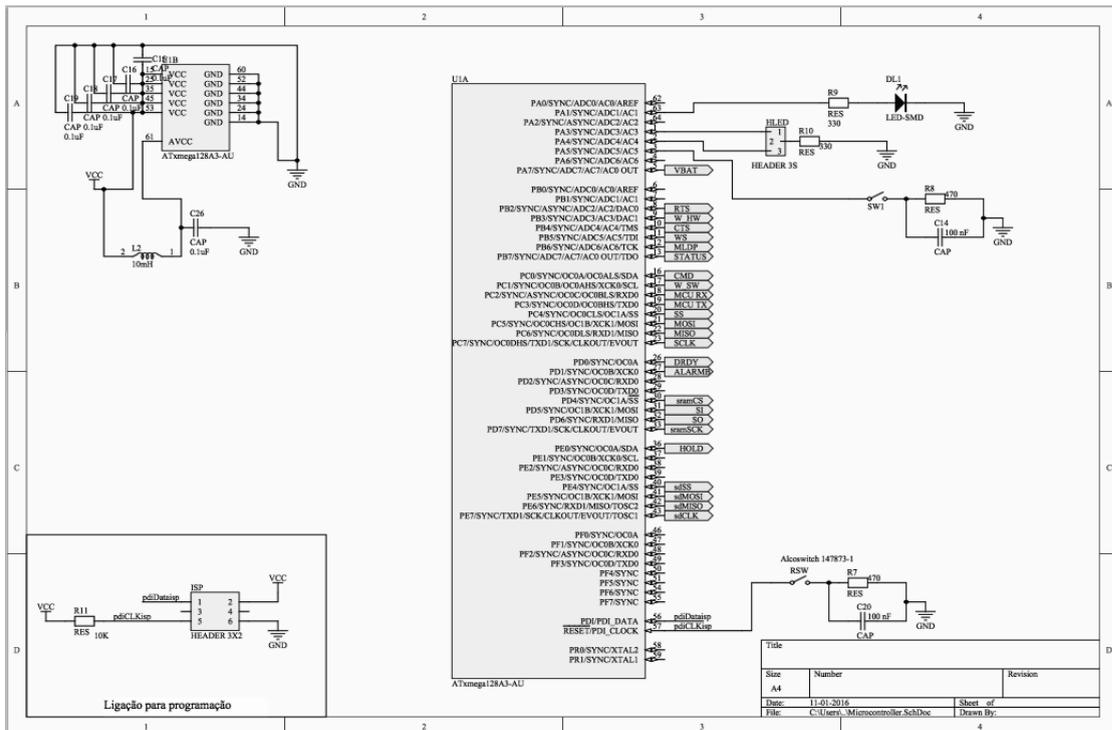


FIGURA A.3: Esquemático de ligações da parte do controle.

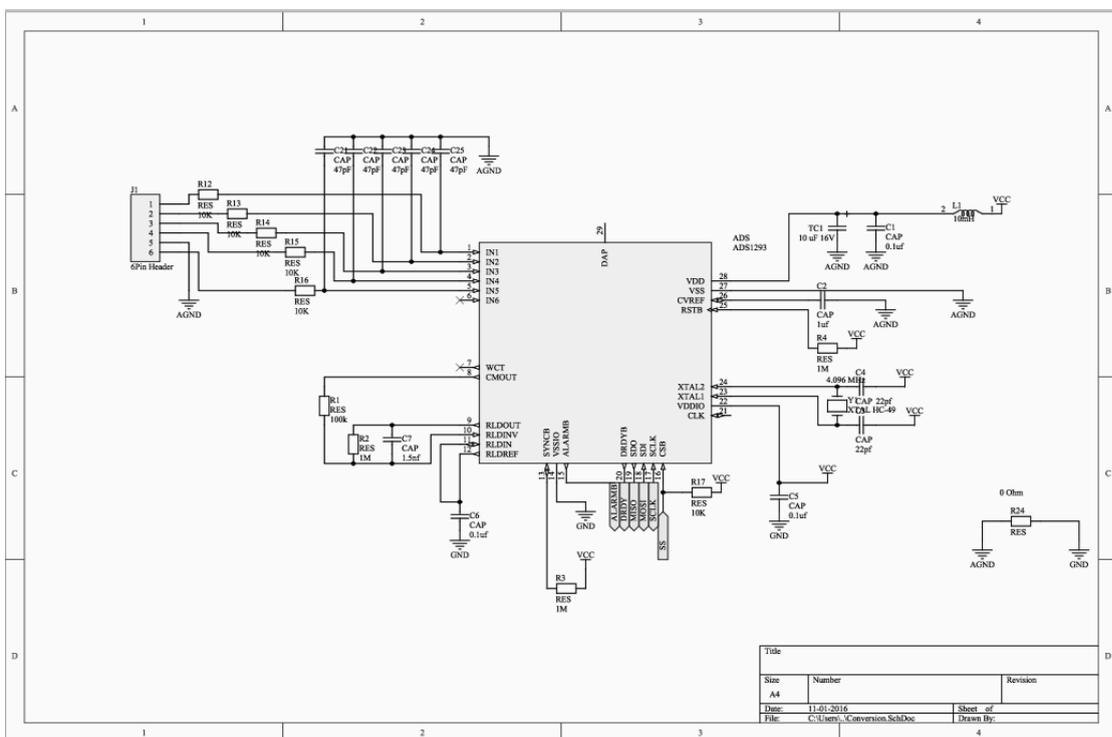


FIGURA A.4: Esquemático de ligações da parte da conversão (ADS1293).

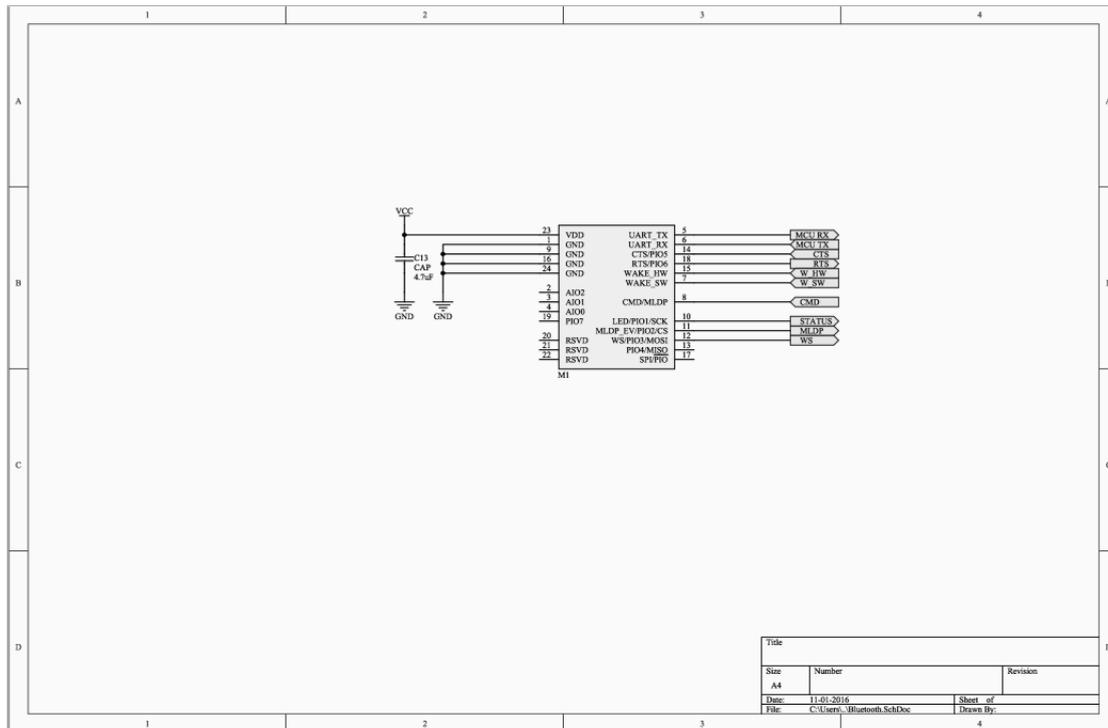


FIGURA A.5: Esquemático de ligações da parte da comunicação (RN4020).

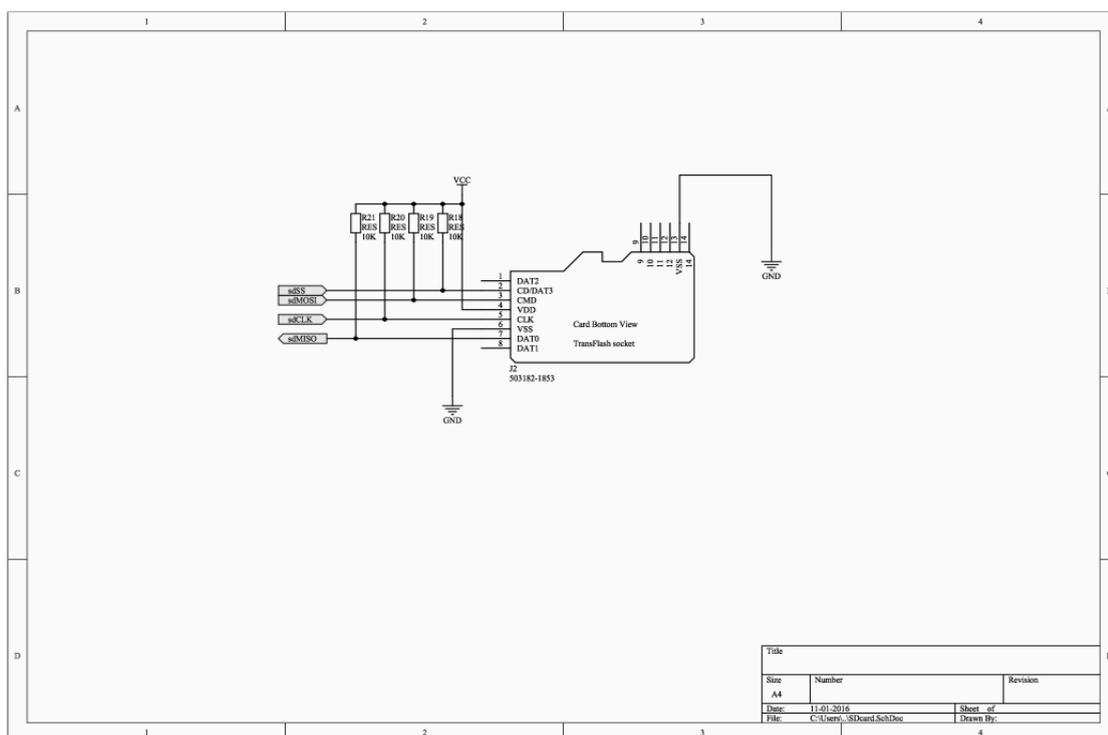


FIGURA A.6: Esquemático de ligações da parte do armazenamento (micro SD).

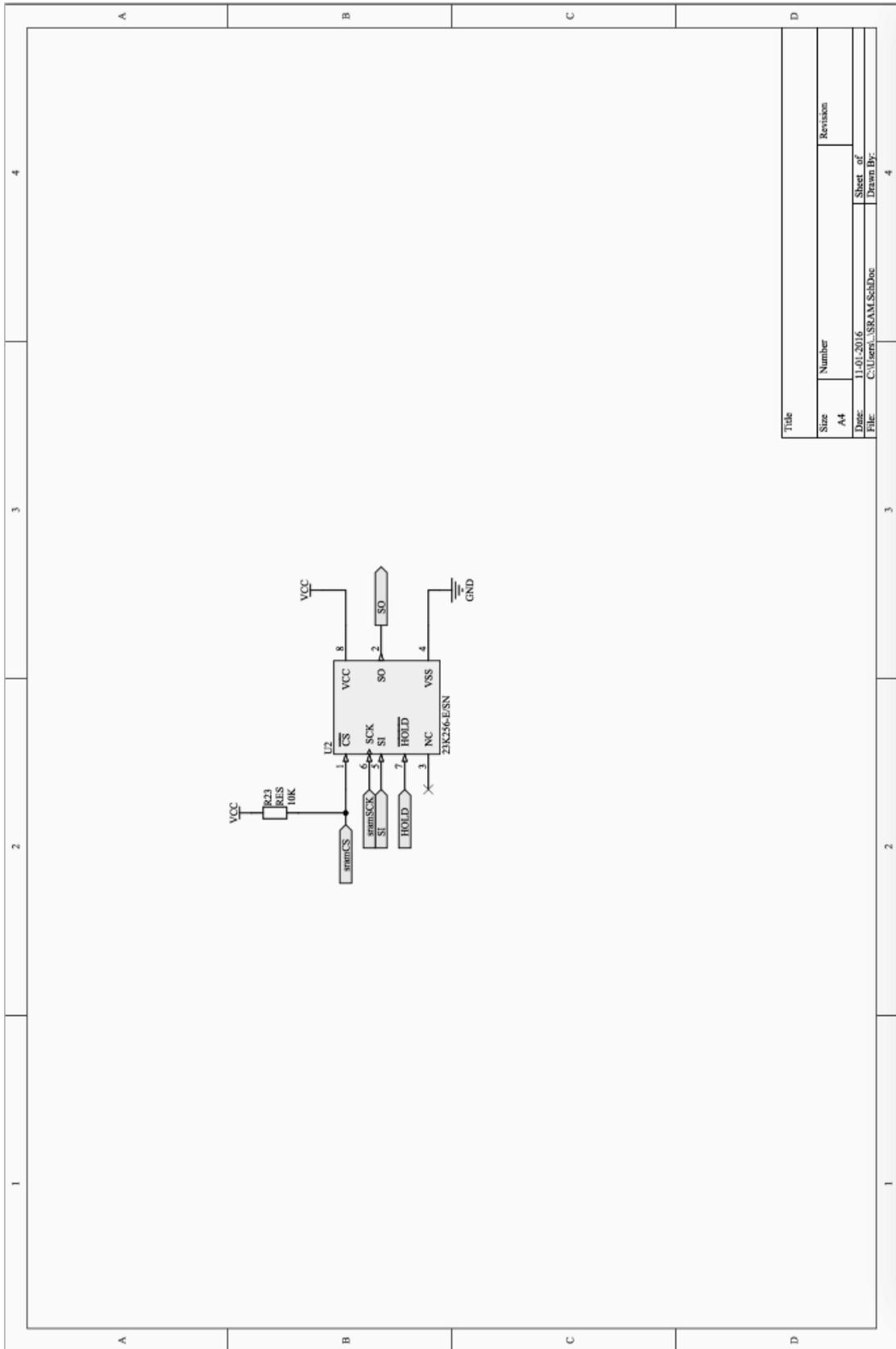
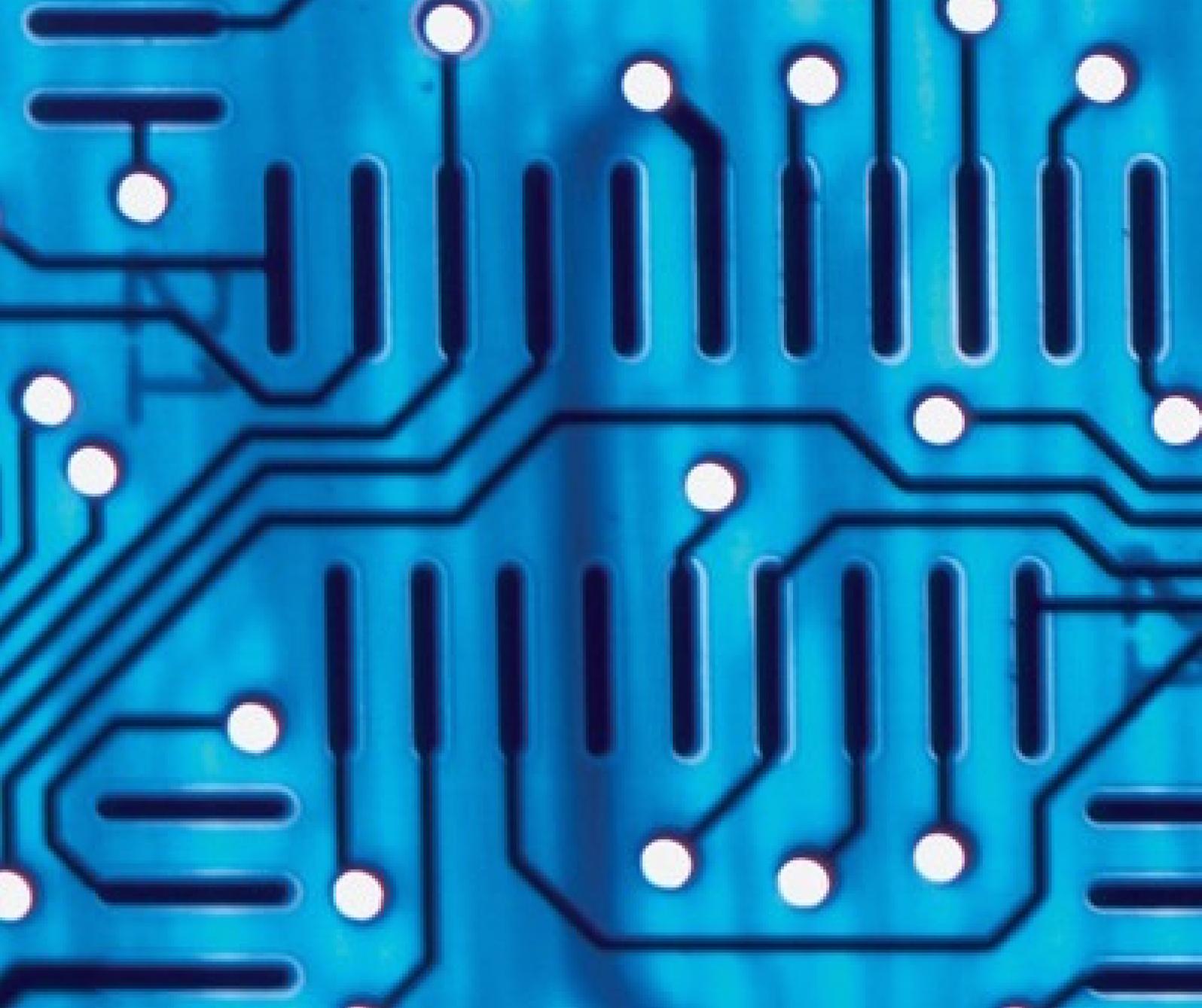


FIGURA A.7: Esquemático de ligações da parte da memória (SRAM).



Apêndice B

Anexo B - Placa de Circuito Impresso Desenvolvida

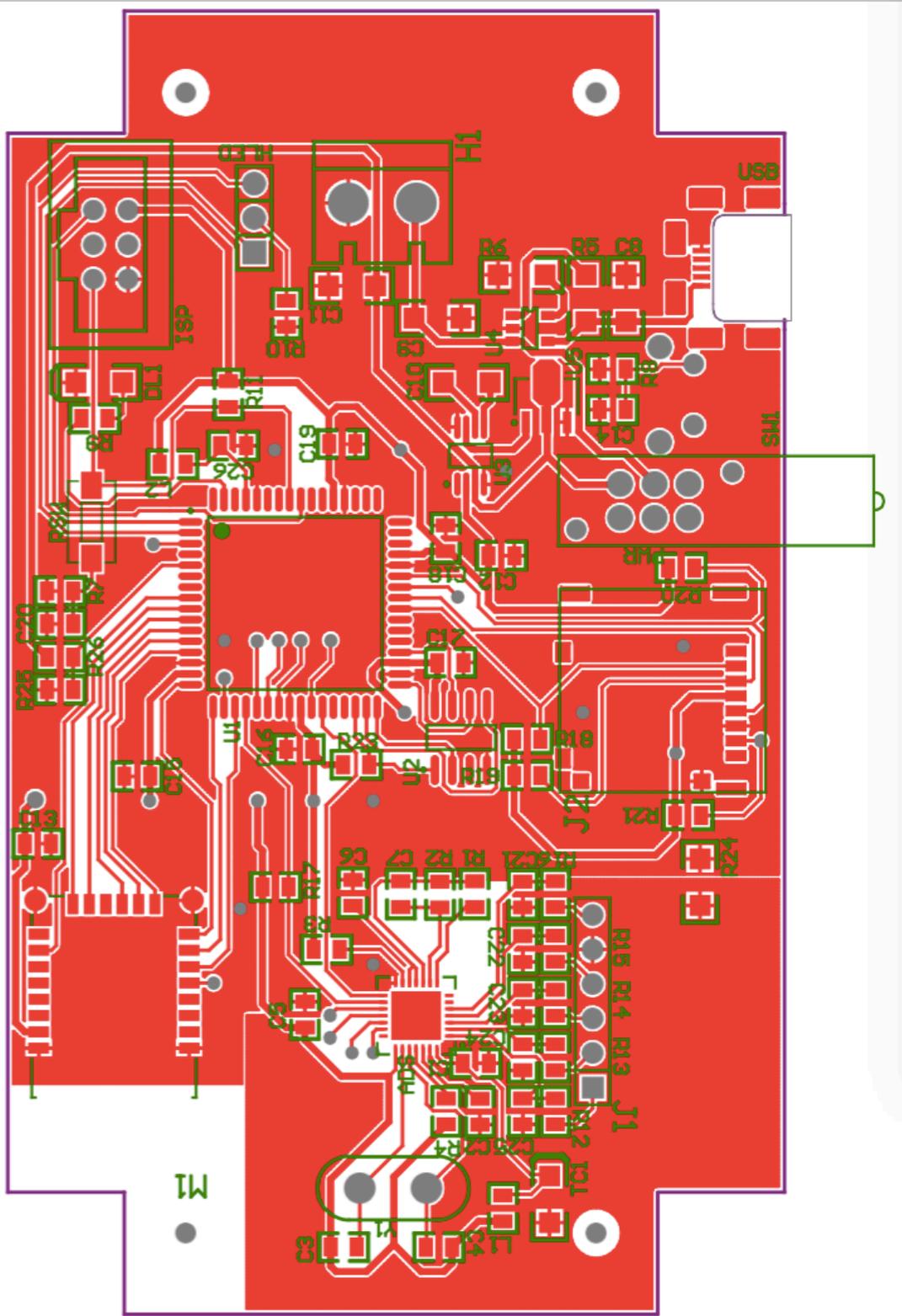


FIGURA B.1: Representação Gráfica da Top Layer da PCB desenvolvida.

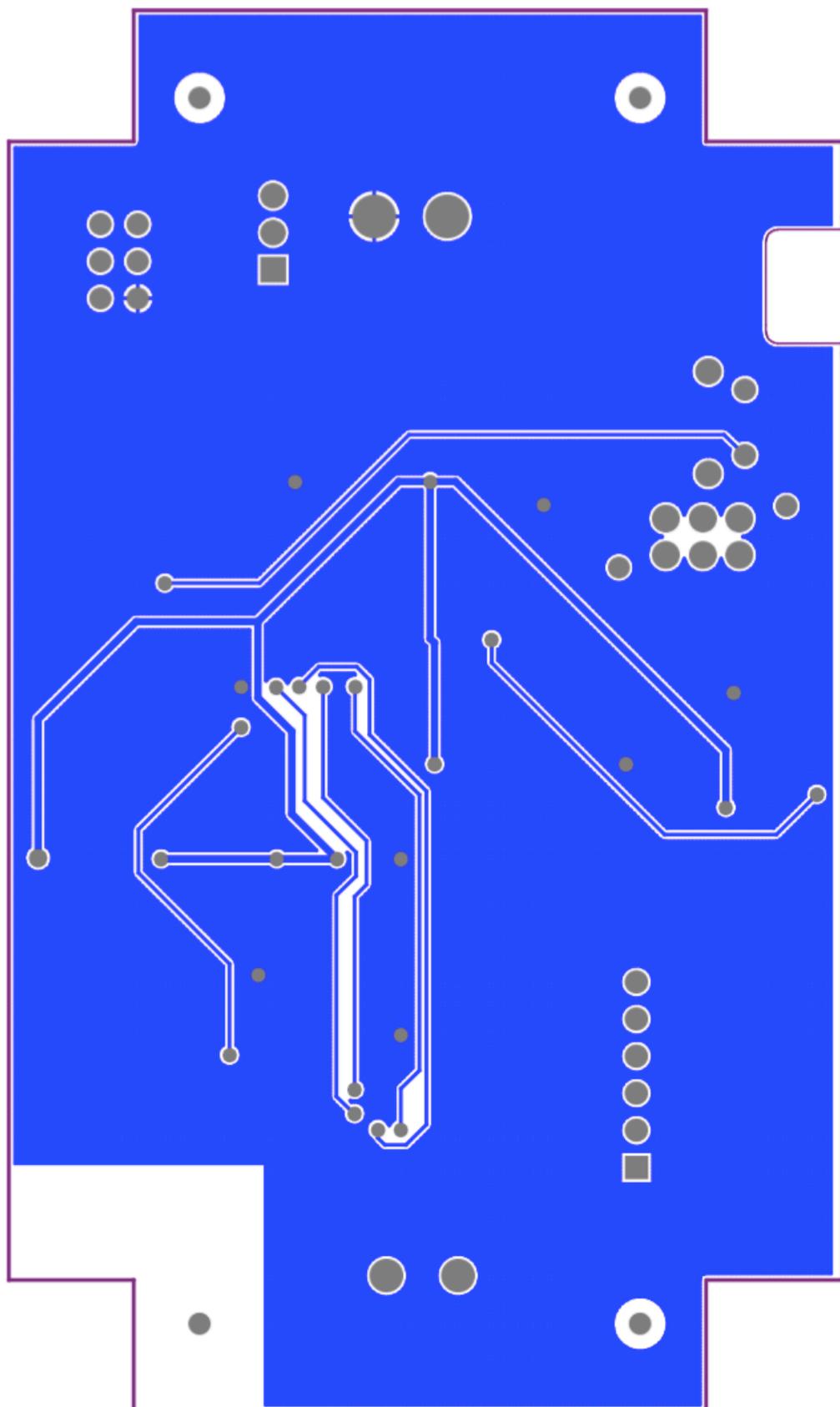


FIGURA B.2: Representação Gráfica da Bottom Layer da PCB desenvolvida.

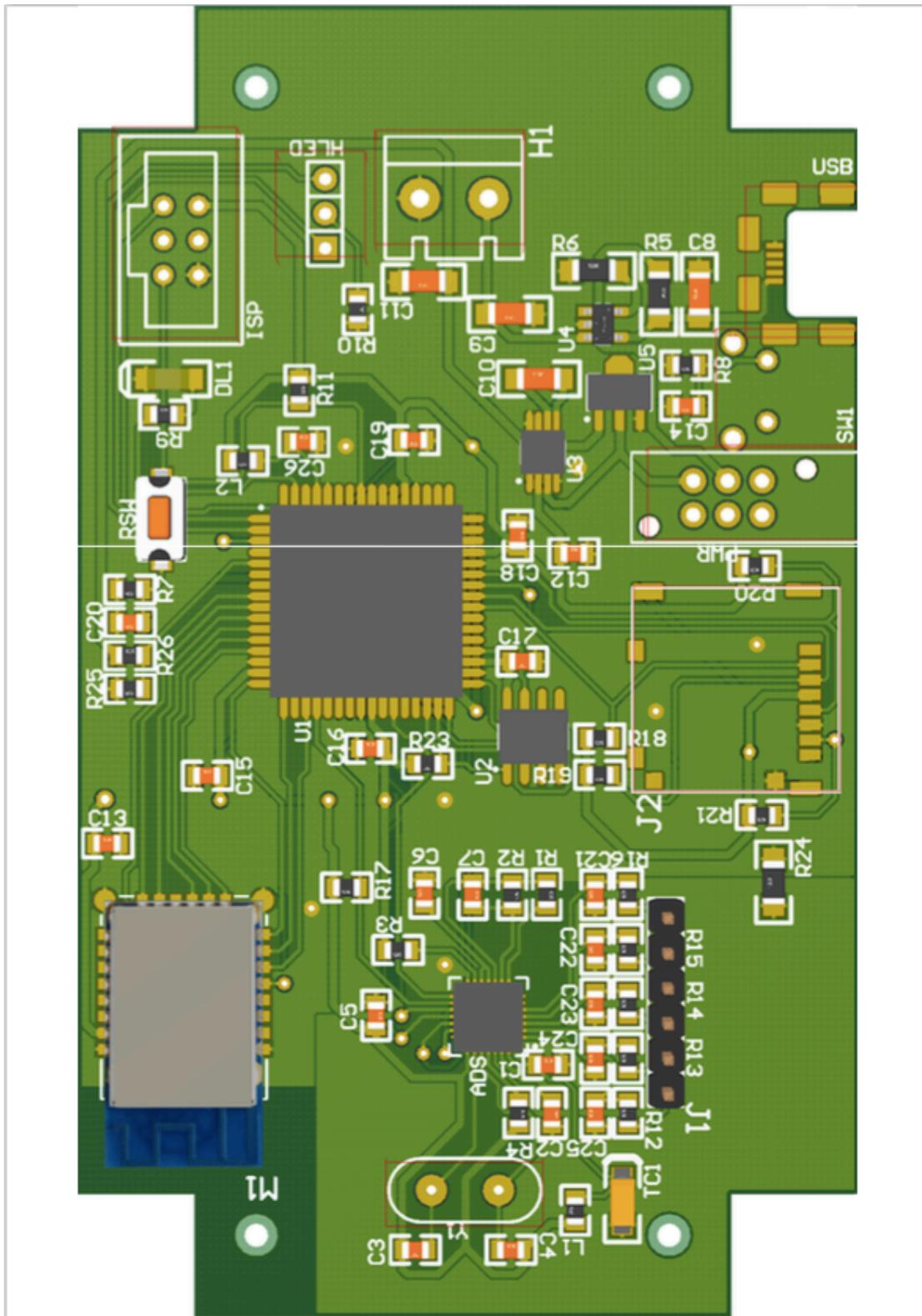


FIGURA B.3: Representação Gráfica em 3D da PCB desenvolvida.