

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto



Pacemaker Multieléctrodos

Joana Pires Salvador

Junho de 2018

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto



Pacemaker Multieléctrodos

Joana Pires Salvador

DISSERTAÇÃO

Dissertação realizada no âmbito do
Mestrado Integrado em Engenharia Eletrotécnica e de Computadores
Major Automação

Orientador: Armando Luís Sousa Araújo
Coorientador: Joaquim Adelino Correia Ferreira Leite Moreira

Junho de 2018

© Joana Salvador, 2018

Aos meus Pais

Resumo

Hoje em dia cada vez mais surgem problemas do foro cardíaco. Dar resposta a este tipo de patologias ganha uma grande importância. Esta dissertação visa responder a uma dessas situações, a insuficiência cardíaca.

O protótipo desenvolvido, que é apresentado nesta dissertação, tem por objetivo a estimulação de diversas zonas do coração contribuindo assim para um maior controlo sob os músculos cardíacos e uma obtenção maior de informação relativamente aos outros dispositivos já desenvolvidos.

Com base no primeiro protótipo desenvolvido foi realizada uma miniaturização do sistema elétrico, uma redução do número de pares de elétrodos e a introdução de um módulo de *bluetooth* para possibilitar a comunicação bidirecional com um utilizador externo. Para uma melhor compreensão das diferenças entre os dois protótipos é apresentada uma tabela com os componentes eletrónicos utilizados em cada um.

Sendo um dos objetivos a leitura dos impulsos cardíacos produzidos pelo órgão propulsor, o subsistema de leitura foi testado com o auxílio do modelo da célula cardíaco, desenvolvido na dissertação anterior, para uma melhor compreensão da amplificação dos sinais elétricos aproximados aos sinais cardíacos.

Abstract

Nowadays, cardiac problems are more common to be seen. Responding to this type of pathology is of great importance. This dissertation aims to respond to one of these situations, heart failure.

The prototype developed, that is presented in this dissertation, aim to stimulate various areas of the heart, thus contributing to a greater control under the cardiac muscles and a greater obtaining of information relative to other devices already developed.

Based on the existing prototype was performed a miniaturization of the electrical system, a reduction in the number of electrode pairs and the introduction of a bluetooth module to enable bidirectional communication with an external user. For a better understanding of the differences between the two prototypes is presented a table with the main electronic components in each.

As one of the objectives of reading the heart impulses produced by the heart, the reading subsystem was tested with the aid of the cardiac cell model developed in the previous dissertation for a better understanding of the amplification of the electrical signals approximated to the cardiac signals.

Keywords: bluetooth module, cardiac signals, stimulation, multielectrode pacemaker

Agradecimentos

Muitas pessoas participaram e me ajudaram na elaboração da minha tese.

Agradeço toda a ajuda prestada, críticas e encorajamento.

Em primeiro lugar, agradeço ao meu Orientador e Professor Engenheiro Armando Araújo pela oportunidade que me deu de ficar com esta tese e pela sua ajuda.

Agradeço ao Sr. Pedro Alves e ao Sr. Rui Carvalho pela paciência que tiveram comigo, por me ajudarem e fornecerem o material necessário para o desenvolvimento do protótipo. Ao Engenheiro Flávio Amorim pelas orientações e explicações relativas ao projeto. Ao meu Coorientador e Professor Doutor Joaquim Adelino Moreira e ao Professor André Lourenço pelas correções feitas à anatomia do coração. Ao Professor Paulo Costa por ter estado disponível por me ajudar tirando dúvidas.

Agradeço aos meus amigos e ao meu namorado por estarem sempre ao meu lado.

Por fim, um agradecimento muito especial aos meus pais que me apoiaram sempre mesmo quando as coisas corriam mal dando-me toda a ajuda possível e acreditando sempre em mim.

Joana Salvador

Índice

Resumo	vii
<i>Abstract</i>	ix
Agradecimentos	xi
Lista de figuras	xvii
Lista de Tabelas	xxi
Abreviaturas e Símbolos	xxiii
Capítulo 1	27
Introdução	27
1.1. Contexto	27
1.2. Motivação	28
1.3. Lista de Tarefas	28
Capítulo 2	29
Estudo do Coração Humano	29
2.1. Anatomia do Coração	29
2.1.1. Ciclo Cardíaco	30
2.2. Eletrofisiologia do Coração	31
2.2.1. Eletrocardiograma (ECG)	32
2.3. Doenças Cardíacas	35
Capítulo 3	39
Revisão Bibliográfica	39
3.1. Evolução da Tecnologia <i>Pacemaker</i>	39
3.2. Sistema <i>Pacemaker</i>	40
3.2.1. Gerador de Impulsos	41
3.2.1.1. Fonte de Energia	41
3.2.1.2. Circuito Elétrico	42
3.2.1.3. Circuito de Detecção	42
3.2.1.4. Microcontrolador	42
3.2.1.5. Diagrama de Blocos	43
3.2.2. Sondas de Estimulação ou Elérodos	43
3.2.2.1. Tipos de Estimulação	44
3.2.2.2. Mecanismos de Fixação	44
3.3. Diferentes Tipos de Dispositivos	45

3.3.1. <i>Pacemaker</i> de Câmara Única ou Dupla	45
3.3.2. <i>Pacemaker</i> Biventricular	46
3.3.3. Combinação TRC/DCI	48
3.3.4. <i>Pacemaker</i> Leadless (sem fios)	48
3.3.5. <i>Pacemaker</i> Batteryless (sem bateria)	49
3.4. Conclusões	50
Capítulo 4	51
Caracterização do Problema	51
4.1. Definição do Problema	51
4.2. Solução Proposta	51
Capítulo 5	53
Componente de <i>Hardware</i> do Sistema	53
5.1. Introdução	53
5.2. Estimulação do Órgão Propulsor	54
5.2.1. Conversor Digital Analógico DAC104S085	55
5.2.2. <i>Switch</i> TS12A44514	57
5.2.3. <i>Buffer</i> BUF364	59
5.2.4. Circuito Elétrico de Estimulação	60
5.3. Leitura dos Impulsos Cardíacos	61
5.3.1. Amplificador LT1920 e Potenciômetro Digital AD8400	61
5.3.1.1 Potenciômetro Digital	62
5.3.1.2. Amplificador de Sinal	63
5.3.1.3. Cálculo do Valor da Resistência de Ganho	64
5.3.2. Conversor Analógico Digital ADC141S626	65
5.3.3. Circuito Elétrico de Leitura	67
5.4. Fonte de Alimentação do Circuito Elétrico	68
5.4.1. Pilha CR2477 e Suporte BRX1-2477-SM	68
5.4.2. Conversor de Tensão LT1173-5	69
5.4.3. Inversor de Tensão TPS60400	70
5.4.4. Circuito Elétrico da Fonte de Alimentação do Sistema	71
5.5. Módulo de Controlo	72
5.6. Módulo de <i>Bluetooth</i>	74
5.6.1. Controlo do conversor ADC141S626	75
5.6.2. Comunicação do BLE Nano 2 com o Atmega328P	76
5.7. Montagem do Circuito Elétrico Completo	77
5.8. Desenho PCB da placa de teste	78
Capítulo 6	81
Componente de <i>Software</i> do Sistema	81
6.1. Programação do Módulo de Controlo	81
6.1.1. Programação do Controlo do DAC104S085	81
6.1.2. Programação do Controlo do Conversor Analógico Digital	84
6.2. Programação do Módulo de <i>Bluetooth</i>	86
6.2.1. Pilha do Protocolo de <i>Bluetooth</i>	86
6.2.2. <i>Generic Attribute Profile</i> (GATT)	88
6.2.3. Programação da Comunicação <i>Bluetooth</i>	90
6.2.4. Programação do Controlo do ADC141S626	93
Capítulo 7	97
Simulações e Testes de Verificação	97
7.1. Simulação e Teste da Amplificação do Sinal Cardíaco	97
7.1.1. Simulação do Amplificador LT1920	97
7.1.2. Teste de Verificação	100
7.2. Teste de Verificação do Conversor ADC141S626	101
7.3. Teste de Verificação do Conversor DAC104S085	102

Capítulo 8	105
Conclusões	105
8.1. Trabalho Futuro	106
Anexos	107
1. Protocolo de Comunicação SPI.....	107
1.1. Configurações com Múltiplos Escravos	108
1.1.1. Configuração Escravos Independentes	109
1.1.2. Configuração <i>Daisy Chain</i>	109
1.2. Configuração dos Parâmetros de Comunicação	110
1.3. Descrição dos Registos	111
1.3.1. SPCR - <i>SPI Control Register</i>	112
1.3.2. SPSR - <i>SPI Status Register</i>	112
1.3.3. SPDR - <i>SPI Data Register</i>	113
2. Código do ficheiro spi.cpp da biblioteca spi.h	113
3. Código do ficheiro SPI_MASTER.cpp da biblioteca SPI_MASTER.h	114
Referências	117

Lista de figuras

Figura 2.1: Estrutura do coração humano	30
Figura 2.2: Fluxo sanguíneo durante o ciclo cardíaco	31
Figura 2.3: Eletrofisiologia do coração humano	32
Figura 2.4: Representação da onda cardíaca no eletrocardiograma.....	32
Figura 2.5: Representação da condução elétrica no coração humano	34
Figura 2.6: Tensões do impulso cardíaco	34
Figura 2.7: Comparação dos sinais elétricos, no ECG, do ritmo cardíaco normal com arritmias	36
Figura 3.1: Evolução da tecnologia do <i>pacemaker</i>	40
Figura 3.2: <i>Pacemaker</i> implantado no coração humano	41
Figura 3.3: Diagrama de blocos do sistema <i>pacemaker</i>	43
Figura 3.4: Representação das estimulações unipolar e bipolar	44
Figura 3.5: Mecanismos de fixação dos elétrodos	45
Figura 3.6: <i>Pacemaker</i> de câmara única auricular (imagem do lado esquerdo) e de câmara única ventricular (imagem do lado direito)	46
Figura 3.7: <i>Pacemaker</i> de câmara dupla	46
Figura 3.8: <i>Pacemaker</i> biventricular ou dispositivo TRC.....	47
Figura 3.9: <i>Pacemaker</i> biventricular com um cabo de multielétrodos no ventrículo esquerdo	47
Figura 3.10: Constituição de um desfibrilhador cardíaco implantável	48
Figura 3.11: <i>Pacemaker</i> Micra desenvolvido pela <i>Medtronic</i>	49
Figura 3.12: <i>Pacemaker</i> Nanostim	49

Figura 3.13: Dois exemplos de nano-geradores: piezoelétrico (do lado esquerdo da imagem) e piroelétrico (do lado direito da imagem)	50
Figura 5.1: Diagrama de blocos do primeiro protótipo desenvolvido.....	53
Figura 5.2: Diagrama de blocos do sistema <i>pacemaker</i> desenvolvido.....	54
Figura 5.3: Registo de entrada do conversor digital analógico	55
Figura 5.4: Característica de transferência de dados onde o eixo horizontal corresponde ao código digital na entrada e o eixo vertical à tensão de saída	56
Figura 5.5: Configuração do conversor digital analógico DAC104S085	57
Figura 5.6: Configuração dos pinos do componente elétrico <i>switch</i> TS12A44514.....	57
Figura 5.7: Configuração dos <i>switches</i> e interligação deles com o conversor digital analógico	59
Figura 5.8: Configuração elétrica entre o <i>switch</i> e o <i>buffer</i>	60
Figura 5.9: Esquema elétrico do circuito de estimulação do coração.....	61
Figura 5.10: Configuração dos pinos do potenciômetro digital (imagem do lado esquerdo) e respetivo esquema elétrico (imagem do lado direito)	62
Figura 5.11: Registo de entrada do potenciômetro digital AD8400.....	63
Figura 5.12: Configuração elétrica do potenciômetro digital AD8400 e do amplificador de sinal LT1920 com dupla alimentação	63
Figura 5.13: Diagrama de blocos do amplificador LT1920, onde V^+ corresponde a +5V e V^- a -5V	64
Figura 5.14: Registo de dados de saída do conversor ADC141S626	65
Figura 5.15: Gráfico da saída do conversor ADC141S626 em função da entrada analógica diferencial.....	66
Figura 5.16: Configuração elétrica do conversor analógico digital ADC141S626	67
Figura 5.17: Configuração elétrica do subsistema de leitura dos impulsos cardíacos.....	67
Figura 5.18: Esquema de ligações do conversor de tensão <i>step-up</i> LT1173-5	70
Figura 5.19: Configuração do inversor de tensão TPS60400.....	71
Figura 5.20: Circuito elétrico da fonte alimentação do <i>pacemaker</i>	71
Figura 5.21: Conexão do módulo de controlo com os subsistemas de estimulação e de leitura	73
Figura 5.22: Módulo BLE Nano 2 e DAPLink MK20 USB <i>board</i>	74
Figura 5.23: Regulador de tensão linear DC do módulo BLE Nano 2	75
Figura 5.24: Ligação SPI entre módulo BLE Nano 2 e o conversor analógico digital	75
Figura 5.25: Ligação UART entre dois dispositivos.....	76

Figura 5.26: Conexão elétrica entre o módulo de controlo e o módulo de <i>bluetooth</i>	77
Figura 5.27: Montagem elétrica do sistema <i>pacemaker</i>	78
Figura 5.28: Desenho PCB da primeira placa de teste	79
Figura 5.29: Fotografia da parte superior da placa PCB desenvolvida	80
Figura 5.30: Fotografia da parte inferior da placa PCB desenvolvida	80
Figura 6.1: Programação do conversor digital analógico - Funções <i>decToBin</i> e <i>DAC</i>	82
Figura 6.2: Programação do conversor digital analógico - Continuação da função <i>DAC</i>	83
Figura 6.3: Programação do conversor digital analógico - Bibliotecas usadas, inicializações das variáveis e vetores necessários e, função <i>setup</i>	84
Figura 6.4: Programação da comunicação entre o microcontrolador e o ADC141S626 e, verificação da conversão realizada a partir da função <i>two_complement_to_voltage</i>	85
Figura 6.5: Pilha do protocolo de comunicação de <i>bluetooth</i>	87
Figura 6.6: Conexão BLE entre dois dispositivos onde o dispositivo BLE Nano 2 corresponde ao servidor GATT e o telemóvel o cliente GATT	88
Figura 6.7: Transmissão de dados entre um cliente e um servidor GATT	89
Figura 6.8: Modelo hierárquico dos objetos da camada GATT	90
Figura 6.9: Programação da comunicação <i>bluetooth</i>	91
Figura 6.10: Continuação da programação da comunicação <i>bluetooth</i>	92
Figura 6.11: Aplicação nRF Connect da Nordic Semiconductor	92
Figura 6.12: Programação do conversor analógico digital no dispositivo de <i>bluetooth</i>	94
Figura 6.13: Código de verificação dos valores da queda de tensão presentes na entrada do conversor analógico digital, realizado no microcontrolador Atmega328P	95
Figura 7.1: Circuito equivalente da célula cardíaca.....	98
Figura 7.2: Sinal de saída do circuito da célula cardíaca	98
Figura 7.3: Circuito elétrico da amplificação dos impulsos cardíacos recebidos pelos três eletrodos de leitura.....	99
Figura 7.4: Representação dos sinais das entradas do amplificador (canal 1 e 2) e do sinal da saída (canal 4)	100
Figura 7.5: Imagem retirada de um osciloscópio onde o sinal do canal 1, a laranja, representa o sinal do gerador de sinais e o sinal do canal 2, a azul, representa o sinal amplificado.....	101
Figura 7.6: Apresentação da verificação dos valores lidos pelo conversor analógico digital ADC141S626 para o caso da leitura dos valores de 3.3V (1), -5V (2) e -1.5V(3)	102

Figura 7.7: Imagem A corresponde ao caso em que só a saída V_{OUTA} é colocada a 2.5V e as restantes nulas; Imagem B corresponde ao caso em que a saída V_{OUTC} é colocada a 4.75V e as restantes com os valores anteriores	103
Figura 9.1: Conexão SPI entre um dispositivo mestre e um único escravo	107
Figura 9.2: Representação dos valores lógicos dos quatro pinos da comunicação SPI	108
Figura 9.3: Configuração escravos independentes (n escravos)	109
Figura 9.4: Configuração <i>daisy chain</i>	110
Figura 9.5: Representação do sinal de relógio para cada um dos diferentes modos de transmissão.....	111
Figura 9.6: SPI <i>Control Register</i>	112
Figura 9.7: SPI <i>Status Register</i>	112
Figura 9.8: SPI <i>Data Register</i>	113

Lista de Tabelas

Tabela 5.1: Endereços das saídas do conversor digital analógico	55
Tabela 5.2: Endereços do modo de operação do conversor	55
Tabela 5.3: Tabela de consumos de cada componente presente no sistema <i>pacemaker</i>	68
Tabela 9.1: Representação da relação entre a frequência do relógio SCK com a frequência do oscilador do microcontrolador	110
Tabela 9.2: Modos de transmissão de dados numa conexão SPI	111

Abreviaturas e Símbolos

Lista de abreviaturas

ADC	<i>Analog to Digital Converter</i>
ATT	<i>Attribute Protocol</i>
AV	Nó Auriculoventricular
BLE	<i>Bluetooth Low Energy</i>
DAC	<i>Digital to Analog Converter</i>
DCI	Desfibrilhador Cardíaco Implantável
DIN	<i>Data In</i>
DORD	<i>Data Order</i>
CLK	<i>Clock</i>
CPHA	<i>Clock Phase</i>
CPOL	<i>Clock Polarity</i>
CS	<i>Chip Select</i>
ECG	Eletrocardiograma
GAP	<i>Generic Access Profile</i>
GATT	<i>Generic Attribute Profile</i>
HCI	<i>Host Control Interface</i>
L2CAP	<i>Logic Link Control and Adaption Protocol</i>
LDO	<i>Low-Dropout Regulator</i>
LSB	<i>Least Significant Bit</i>
MISO	<i>Master In Slave Out</i>
MOSI	<i>Master Out Slave In</i>
MRI	<i>Magnetic Resonance Imaging</i>
MSB	<i>Most Significant Bit</i>
MSTR	<i>Master</i>
PCB	<i>Printed Circuit Board</i>
RAM	<i>Random Access Memory</i>

SA	Nó Sinoauricular
SCK / SLCK	<i>Serial Clock</i>
SDI	<i>Serial Data In</i>
SM	<i>Security Manager</i>
SS / SYNC	<i>Slave Select</i>
SMD	<i>Surface-Mount Device</i>
SPCR	<i>SPI Control Register</i>
SPDR	<i>SPI Data Register</i>
SPE	<i>SPI Enable</i>
SPI	<i>Serial Peripheral Interface</i>
SPI2X	<i>Double SPI Speed</i>
SPIE	<i>SPI Interrupt Enable</i>
SPIF	<i>SPI Interrupt Flag</i>
SPR1/0	<i>Clock Rate Select</i>
SPSR	<i>SPI Status Register</i>
TRC	Terapia de Ressincronização Cardíaca
UART	<i>Universal Assynchronous Receiver Transmitter</i>
UUID	<i>Unique Universal ID</i>
WCOL	<i>Write Collision Flag</i>

Lista de símbolos

Ω	Ohms
μ	Micro
Ah	Ampere hora
bpm	Batimentos por minuto
cm	Centímetros
F	Farady
g	Cramas
H	Henry
Hz	Hertz
k	Kilo
M	Mega
m	Milí
mm	Milímetros
p	Pico

s Segundos
V Volts

Capítulo 1

Introdução

A dissertação proposta consiste no estudo, projeto, montagem e teste de um protótipo *pacemaker* com cinco pares de elétrodos. Este sistema tem por objetivo estimular o coração de modo a normalizar o batimento cardíaco, através de impulsos elétricos, do paciente em questão.

Um primeiro protótipo do *pacemaker*, com dezasseis pares de elétrodos, foi já anteriormente desenvolvido pelo Engenheiro Flávio Amorim na sua dissertação [1]. Este executa uma estimulação em dezasseis pares de pontos no coração, tendo sido já testado em porcos, com sucesso.

Este trabalho tem como objetivo melhorar este aparelho de forma a que o mesmo passe a ter uma fonte de alimentação baseada numa bateria de iões de lítio, comunicações via BLE (*Bluetooth Low Energy*) e microprocessador com alimentação a 5 Volts. Acresce que o novo protótipo a realizar deve ser construído com componentes de montagem em superfície, SMD, em placa de circuito impresso de modo a contribuir para a sua miniaturização (o atual, baseado em Arduíno, está ainda montado em placas “*breadboard*” e usa fonte de alimentação de laboratório).

1.1. Contexto

Um *pacemaker* consiste num pequeno dispositivo eletrónico que ajuda a controlar os ritmos cardíacos anormais. Este utiliza impulsos elétricos que provocam a contração dos músculos do coração fazendo com que este bombeie o sangue.

Este dispositivo começou a ser pensado em 1889 e tem vindo a ser desenvolvido até aos dias de hoje. Os primeiros a serem aprovados no mercado tinham um peso elevado e eram de grandes dimensões. Atualmente estes são aparelhos mais leves, mais pequenos e mais

eficientes. Para além destes aspetos, os *pacemakers* são, hoje em dia, programáveis e capazes de monitorização e controlo do batimento cardíaco ajudando assim a detetar e a controlar doenças cardíacas ou insuficiências.

Nesta dissertação, o *pacemaker* desenvolvido será constituído por múltiplos elétrodos, ou seja, o coração será estimulado em diferentes pontos. Esta solução tem mais vantagens relativamente aos *pacemakers* já desenvolvidos até hoje.

1.2. Motivação

Cada vez mais a Medicina e a Engenharia estão interligadas sendo um campo frutífero em termos de investigação e desenvolvimento.

A Engenharia Eletrotécnica é uma engenharia que abrange várias áreas. A Eletromedicina é uma delas e, é uma área de crescente interesse e em constante evolução. A investigação tecnológica nesta área está em franco desenvolvimento e é um campo em que se pode fazer a diferença pois pode dar meios à medicina para combater várias doenças.

Assim, com esta dissertação pretende-se aprofundar os conhecimentos já existentes e desenvolver novas capacidades no campo da eletromedicina.

1.3. Lista de Tarefas

Para o desenvolvimento desta dissertação foi realizada uma lista de tarefas. Essas tarefas são as seguintes:

- Estudo do estado da arte em *Pacemakers* e *Pacemakers* Multielétrodos;
- Estudo da anatomia e da eletrofisiologia do coração humano;
- Estudo e escolha dos circuitos integrados de montagem em superfície associados às comunicações, ao microcontrolador, à fonte de alimentação e à estimulação e medidas;
- Estudo, desenvolvimento, montagem e teste de um circuito de *pacemaker* com cinco pares de elétrodos;
- Projeto, desenvolvimento, montagem e teste da fonte de alimentação de baterias de iões de lítio;
- Projeto, desenvolvimento, montagem e teste do circuito de comunicações baseado em BLE;
- Integração dos sistemas desenvolvidos;
- Teste e validação final.

Capítulo 2

Estudo do Coração Humano

No presente capítulo é apresentado o estudo do coração humano, relativamente à sua anatomia e eletrofisiologia, para uma melhor compreensão da importância e da função do dispositivo em desenvolvimento.

2.1. Anatomia do Coração

O elemento fulcral do sistema circulatório é o coração, um órgão muscular que mede cerca de 12 cm de comprimento e 9 cm de largura e pesa cerca de 450g. Este localiza-se no centro do tórax, entre os pulmões, e é sustentado pelo diafragma.

A principal função do coração é bombear o sangue através dos vasos sanguíneos. O sangue circula continuamente num sistema fechado fazendo conjunto com o sistema respiratório. Este órgão é composto por duas bombas em série. Possui duas metades, a direita e a esquerda. Observando a figura 2.1, a parte direita (representada a azul), constituída pela aurícula e ventrículo direito, recebe o sangue dos tecidos e bombeia-o para os pulmões, e a parte esquerda (representada a vermelho), constituída pela aurícula e ventrículo esquerdo, recebe o sangue dos pulmões e bombeia-o para os tecidos.

Internamente, o coração encontra-se dividido em quatro câmaras, duas aurículas e dois ventrículos, que estão separados entre si por septos e válvulas. A aurícula e o ventrículo direito encontram-se ligados pela válvula auriculoventricular direita (válvula tricúspide) e, a aurícula e o ventrículo esquerdo estão interligados pela válvula auriculoventricular esquerda (válvula bicúspide ou mitral). As válvulas impedem o refluxo do sangue mantendo o fluxo sanguíneo unidirecional. Os septos são estruturas integradas no músculo cardíaco (miocárdio) que permitem a divisão entre aurículas (septo interauricular) e ventrículos (septo interventricular).

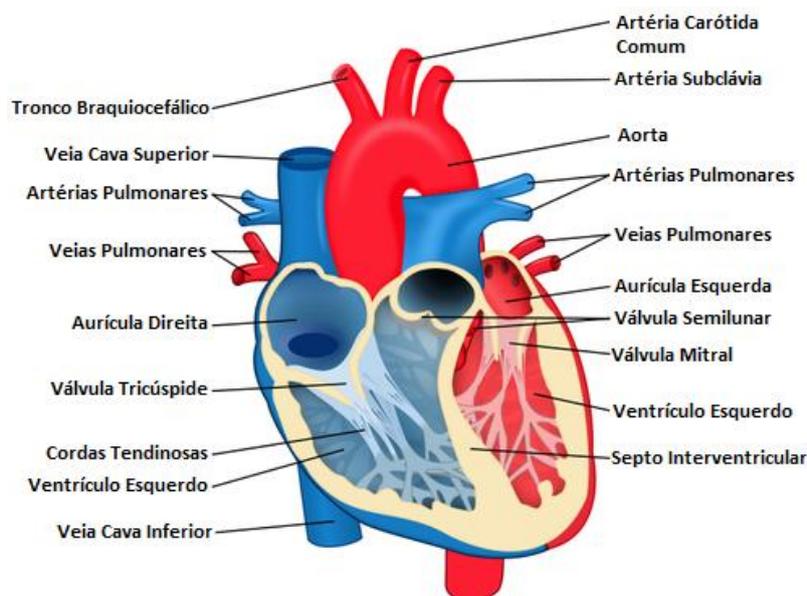


Figura 2.1: Estrutura do coração humano

2.1.1. Ciclo Cardíaco

Num batimento cardíaco, as aurículas e os ventrículos contraem-se e relaxam alternadamente, numa sequência designada de ciclo cardíaco.

A circulação do sangue é realizada em dois circuitos separados anatomicamente e com funções diferentes, que correspondem a dois tipos de circulação: circulação pulmonar e circulação sistémica. As duas circulações realizam-se em série sendo elas complementares para manter a homeostasia do sistema. A circulação pulmonar, ou pequena circulação, estabelece-se entre o coração e os pulmões onde são realizadas as trocas gasosas. Na circulação sistémica, ou grande circulação, o coração bombeia o sangue para todas as partes do corpo. Na circulação sistémica, o sangue arterial (rico em oxigénio) contido no ventrículo esquerdo é bombeado pela artéria aorta, seguindo para as suas ramificações, atingindo todas as partes do corpo humano. Após as trocas gasosas, entre o sangue e os órgãos, o sangue transforma-se em sangue venoso (rico em gás carbónico). Por fim, o sangue venoso regressa ao coração, à aurícula direita, através das veias cavas inferior e superior.

Na circulação pulmonar, o sangue venoso que passa da aurícula direita para o ventrículo direito é impulsionado até aos pulmões onde ocorrem as trocas gasosas (liberta o dióxido de carbono e recolhe o oxigénio). Transformando-se em sangue arterial, este retorna ao coração pelas veias pulmonares, à aurícula esquerda, reiniciando o ciclo cardíaco.

Na figura 2.2, as setas a azul representam o fluxo do sangue venoso e as setas a vermelho correspondem ao fluxo do sangue arterial.

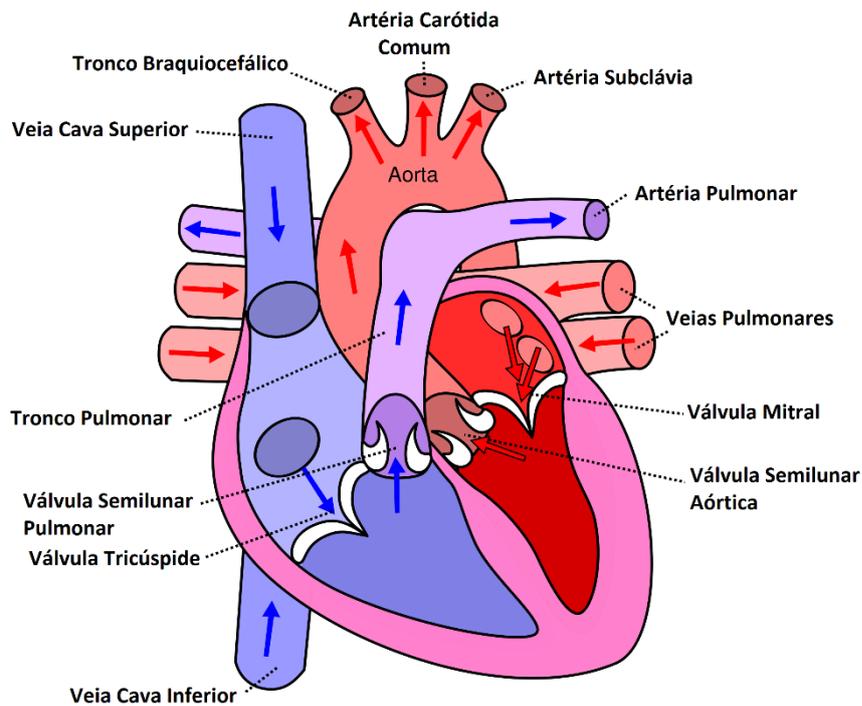


Figura 2.2: Fluxo sanguíneo durante o ciclo cardíaco

2.2. Eletrofisiologia do Coração

A eletrofisiologia do coração corresponde ao sistema de condução de um estímulo elétrico, gerado por ele próprio, levando à contração das diferentes divisões de uma forma coordenada para manter o fluxo sanguíneo de maneira regular.

Na figura 2.3 podemos observar a constituição do sistema de condução elétrica. Este é constituído pelo nó sinoauricular (SA), nó auriculoventricular (AV), Feixe de His, ramos esquerdo e direito do Feixe de His e fibras de Purkinje.

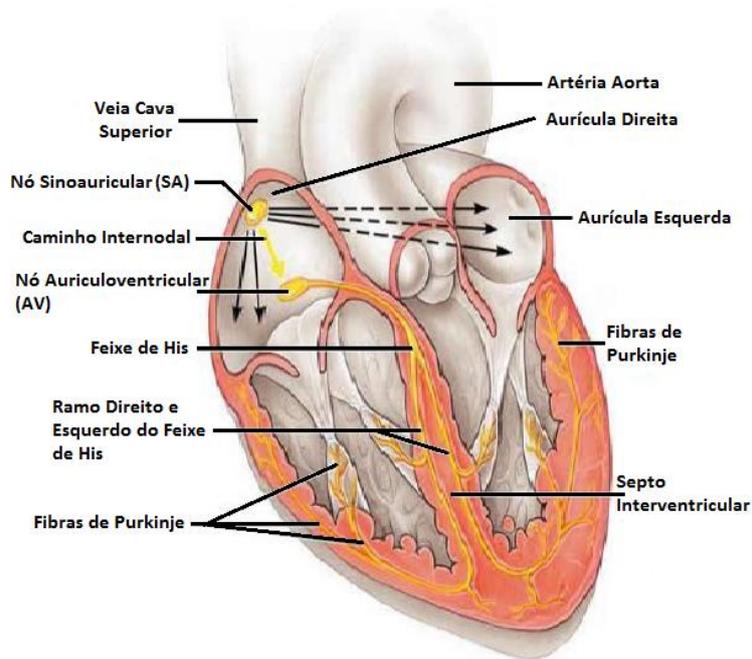


Figura 2.3: Eletrofisiologia do coração humano

2.2.1. Eletrocardiograma (ECG)

Um eletrocardiograma, ou ECG, é um exame que avalia os sinais elétricos do coração de um paciente relativamente a um sinal cardíaco padrão. As principais ondas do ECG são designadas por P, Q, R, S e T como podemos observar na figura 2.4, abaixo apresentada.

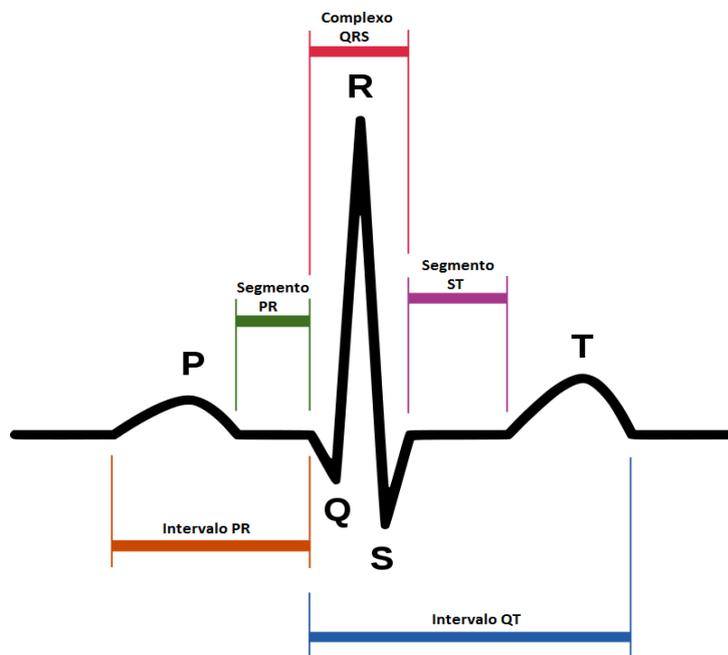


Figura 2.4: Representação da onda cardíaca no eletrocardiograma

Cada uma das ondas representadas na imagem correspondem a uma despolarização (descarga eléctrica) ou a uma repolarização (recarga eléctrica) de uma determinada zona do coração.

O batimento cardíaco inicia-se na aurícula direita com a despolarização do nó sinoauricular (SA). As células deste nó estão geneticamente programadas para produzirem de forma autónoma e rítmica sinais eléctricos 70 a 80 vezes por minuto. Este nó é o principal gerador do estímulo eléctrico para a contração cardíaca sendo definido como *pacemaker* natural.

O sinal cardíaco chega primeiro aos músculos cardíacos das aurículas, incitando-as a contraírem-se e a bombearem sangue para os ventrículos. A onda P é detetada quando o impulso eléctrico passa pelo caminho internodal para despolarizar as aurículas. Depois da estimulação auricular, esse impulso atinge o nó auriculoventricular (AV), sendo este o único caminho que pode percorrer para transferir as ordens de contração para os ventrículos. Este fenómeno não produz nenhuma onda no ECG, mas corresponde ao intervalo de tempo entre a onda P e a onda Q (segmento PR). O intervalo PR, representado na figura 2.4, representa o tempo necessário da passagem do estímulo eléctrico do nó SA pelo nó AV e chegada músculo ventricular.

Após a estimulação do nó AV, o impulso eléctrico divide-se pelos ramos direito e esquerdo do Feixe de His, no septo interventricular, produzindo a primeira deflexão negativa (onda Q) do complexo QRS. O sistema de condução cardíaco termina nas Fibras de Purkinje o que leva à distribuição da onda de despolarização nos dois ventrículos. Assim se completa a onda do complexo QRS, onde a onda R corresponde a uma deflexão positiva e a onda S à segunda deflexão negativa.

Observando novamente a figura 2.4, o segmento ST corresponde a um período transitório no qual nenhuma corrente eléctrica passa no miocárdio. Este segmento é importante para o diagnóstico de enfarte agudo do miocárdio (necrose de uma parte do miocárdio devido à obstrução de uma artéria coronária) e isquemia (paragem ou diminuição da circulação sanguínea coronária causada por uma obstrução ou vasoconstricção arterial).

Por fim, a onda T representa a repolarização ventricular levando ao seu estado de repouso eléctrico. Na figura 2.4, o intervalo QT corresponde ao tempo total para a ativação dos ventrículos mais a repolarização destes para o seu estado de repouso.

Na figura 2.5, podemos observar o fenómeno da condução elétrica no coração onde as áreas amarelas representam as regiões do coração estimuladas.

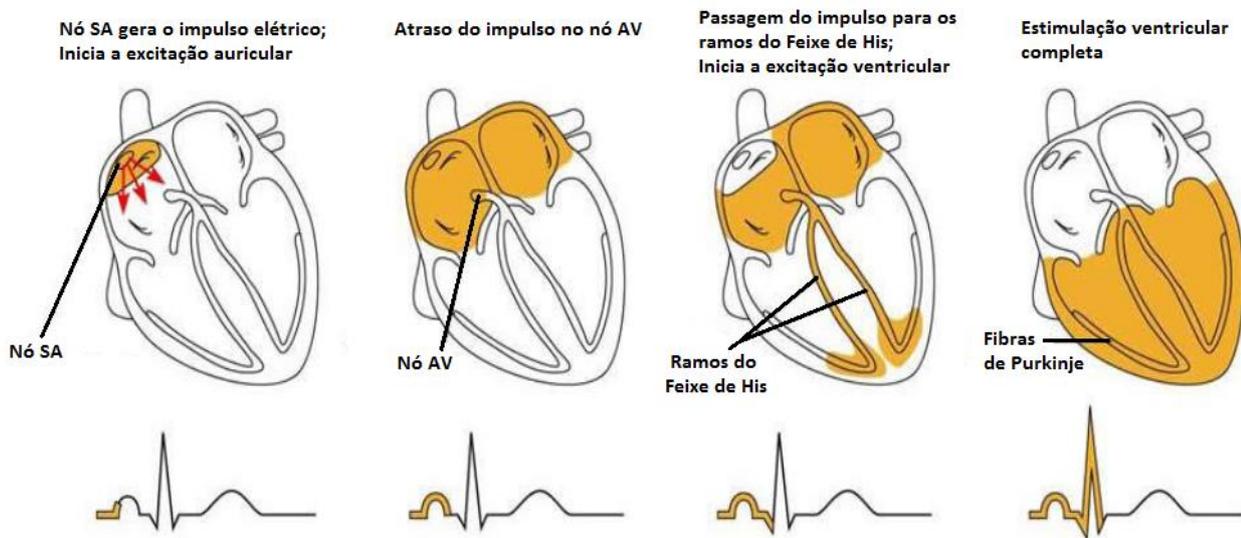


Figura 2.5: Representação da condução elétrica no coração humano

O impulso cardíaco, como podemos observar na figura 2.6, está contido entre os 30 mV e os -90 mV.

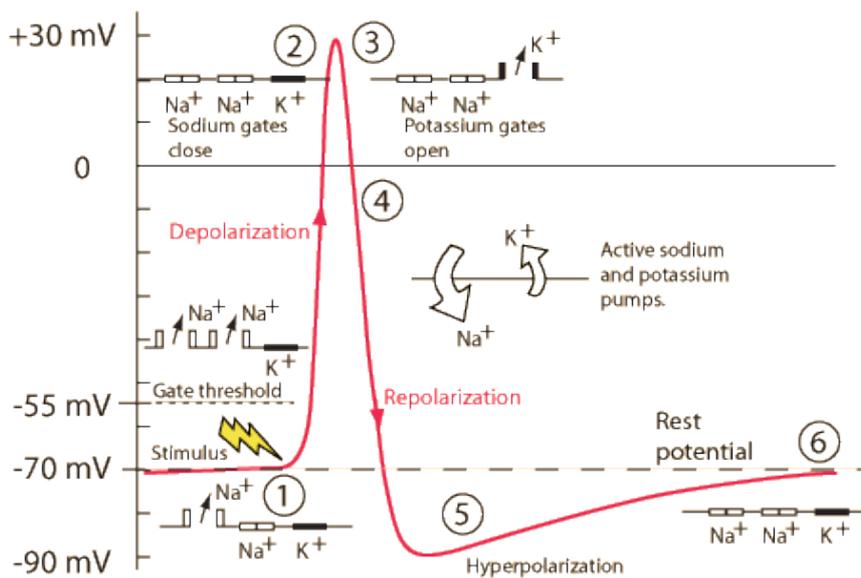


Figura 2.6: Tensões do impulso cardíaco

2.3. Doenças Cardíacas

As doenças cardiovasculares como o nome indica, são o conjunto de doenças que afeta o coração e os vasos sanguíneos. São várias as doenças relacionadas com o sistema circulatório. Algumas delas estão relacionadas com alterações no ritmo cardíaco [23].

As doenças cardíacas são:

- Aterosclerose;
- Doença coronária (também designada por aterosclerose coronária ou doença cardíaca isquémica);
- Insuficiência cardíaca;
- Tensão arterial alta (ou hipertensão).

A aterosclerose caracteriza-se pelo aparecimento de regiões de tecido gordo (ateromas) na parte interna das paredes arteriais. Estas regiões tendem a localizar-se nos pontos de ramificação dos vasos, perturbando a regularidade do fluxo do sangue. À medida que o ateroma aumenta, o interior da artéria reduz de tamanho (obstrução da artéria), levando a uma maior dificuldade da passagem do fluxo e a uma maior formação de depósitos gordos. Isto provoca uma diminuição da elasticidade da artéria levando ao seu endurecimento.

A doença coronária é caracterizada pelo estreitamento progressivo das artérias coronárias, levando à coagulação do sangue que por elas flui, sendo o coágulo (ou trombo) propenso do bloqueio da artéria. Isto deve-se aos depósitos gordos que se foram acumulando dentro dos vasos sanguíneos. Na resposta a um esforço físico, estando as artérias com um lúmen reduzido ou mesmo obstruído, são incapazes de fornecer maiores quantidades de oxigénio e nutrientes necessárias. No caso em que o fluxo de sangue vai para o coração, nas mesmas condições, segue-se um ataque cardíaco.

A angina de peito é uma das consequências da doença coronária. Esta consiste numa dor que surge quando a parede muscular do coração entra em deficiência temporária de oxigénio. No caso de o paciente sofrer de uma doença coronária, por exemplo, nas situações de grande esforço essa dor aumenta, pois, o coração faz um maior esforço para fornecer o oxigénio necessário.

A trombose coronária, também incluída na doença coronária, mais conhecida por enfarte do miocárdio, consiste no bloqueio de uma das artérias coronárias por um coágulo tendo como consequência a anulação da irrigação de uma parte do miocárdio.

Um paciente com insuficiência cardíaca significa que o seu coração não bombeia de forma eficaz ou porque o miocárdio sofreu um processo patológico e ficou enfraquecido, ou porque existe uma falha funcional nas válvulas que controlam o fluxo sanguíneo.

Se a força com que o coração bombeia o sangue for muito superior à normal, ocorre uma sobrecarga excessiva que é designada por hipertensão (ou tensão arterial alta).

As doenças relacionadas com o ritmo cardíaco são:

- Assistolia (também conhecida por paragem cardíaca);
- Fibrilhação auricular e ventricular;
- Bloqueio aurículo-ventricular;
- Arritmias cardíacas (Taquicardia e Bradicardia);

Sucintamente, a paragem cardíaca consiste na paragem do batimento do coração.

A fibrilhação auricular caracteriza-se pelas contrações musculares do miocárdio de forma desordenada, levando a uma contração demasiado rápida das aurículas de cerca de 400 batimentos por minuto. Os ventrículos contraem de forma irregular. A eficiência do coração diminui porque se perde a função auxiliar da bomba auricular. Na fibrilhação ventricular a contração descoordenada traduz-se na ausência completa de pulso/atividade de bomba.

Quando ocorre uma irregularidade no sistema de condução elétrico, que resulta numa falha de transmissão e conseqüentemente uma descoordenação entre as aurículas e os ventrículos designa-se por bloqueio aurículo-ventricular.

As arritmias cardíacas resultam da alteração da frequência cardíaca. Estas podem apresentar um ritmo cardíaco extremamente lento, conhecidas por bradicardia, ou extremamente rápido, denominado por taquicardia.



Figura 2.7: Comparação dos sinais elétricos, no ECG, do ritmo cardíaco normal com arritmias

O ritmo cardíaco normal do ser humano é de 60 a 100 batimentos por minuto. Como podemos observar na figura 2.7, a bradicardia é uma arritmia cardíaca com uma frequência muito baixa, normalmente abaixo dos 60 batimentos por segundo, relativamente ao ritmo cardíaco normal. As causas deste problema podem ser várias como, por exemplo, questões metabólicas ou endócrinas, doença cardíaca vascular, doença cardíaca isquémica, entre outras.

Relativamente à taquicardia, é uma arritmia cardíaca com uma frequência extremamente alta, isto é, acima de 100 batimentos por segundo. Pode ocorrer em situações

de stress. Esta doença pode levar a um desequilíbrio de oxigênio e dióxido de carbono no sangue, desgaste do miocárdio, entre outras consequências.

No entanto, é possível tratar determinadas alterações da frequência e/ou ritmo cardíaco recorrendo a um *pacemaker*. Hoje em dia, consiste num aparelho programável que permite controlar o batimento do coração de uma forma regular. O estudo sobre o *pacemaker* é realizado no Capítulo 3.

Capítulo 3

Revisão Bibliográfica

Neste capítulo é apresentado o estudo teórico sobre o sistema *pacemaker* e, também, sobre as diferentes soluções existentes no mercado. No fim são apresentadas conclusões relativas ao estudo efetuado.

3.1. Evolução da Tecnologia *Pacemaker*

Os primeiros passos no desenvolvimento deste aparelho tecnológico começaram em 1889. Nesse ano, *John Alexander MacWilliam* anunciou ao *British Medical Journal* que, ao aplicar um impulso elétrico num coração humano induzia uma contração ventricular. Após esta divulgação, foram realizados diversos estudos levando ao desenvolvimento de diferentes protótipos que apresentaram resultados promissores, despertando um enorme interesse por diversas empresas.

No ano de 1958, foi desenvolvido o primeiro *pacemaker* implantável. Este dispositivo consistia numa caixa de plástico pequena onde as sondas de estimulação passavam pela pele do paciente até serem fixadas na superfície do miocárdio.

Os protótipos de *pacemaker* sofreram várias mudanças tornando-os cada vez mais fiáveis. Em julho de 1974, os fundadores da *Cardiac Pacemakers, Inc.* em *St. Paul*, produziram o primeiro *pacemaker* o qual era alimentado por ânodo de lítio e uma bateria sólida de eletrólito de lítio-iodo aumentando assim a durabilidade do aparelho.

Hoje em dia, os *pacemakers* são programáveis e permitem ao cardiologista a seleção do melhor modo de estimulação para diferentes tipos de pacientes. Também, a evolução desta tecnologia reside em reduzir o seu tamanho. Em 2016 foi aprovado o primeiro *pacemaker* sem fios, com uma redução do seu tamanho de 96% em relação aos *pacemakers* convencionais.

Atualmente, encontram-se em desenvolvimento algumas ideias como aumentar a área de estimulação no coração (*pacemaker* multieléttodos), aumentar a sua capacidade de percepção das situações exatas em que deve atuar, dispositivos sem necessidade de bateria sendo o circuito alimentado através da conversão da energia produzida pelo movimento do coração, carregamento do aparelho *pacemaker* com transferência de energia via *wireless*, entre outras.



Figura 3.1: Evolução da tecnologia do *pacemaker*

3.2. Sistema *Pacemaker*

O *pacemaker* é um dispositivo pequeno colocado no peito do paciente, debaixo da pele, que tem como função controlar a frequência cardíaca de forma regular.

O sistema *pacemaker*, como é visível na figura 3.2, é constituído por um gerador de impulsos e por um ou mais eléttodos (sondas de estimulação). Este aparelho médico faz uma monitorização contínua do ritmo cardíaco natural do coração e, quando ocorre uma alteração na frequência dos batimentos cardíacos ou um bloqueio no sistema de condução elétrico natural, este envia um estímulo elétrico provocando a contração dos músculos cardíacos. O sinal elétrico é forte o suficiente para estimular o coração mas o paciente não o sente. A tensão típica destes aparelhos é cerca de 100 mV.

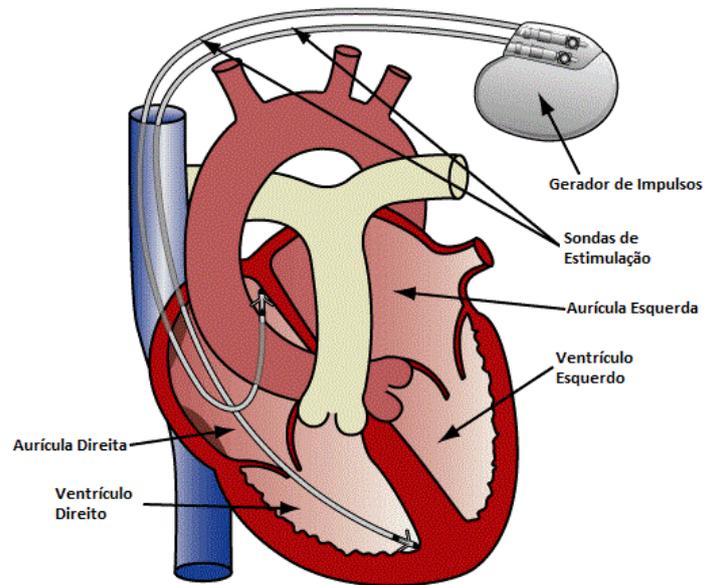


Figura 3.2: *Pacemaker* implantado no coração humano

3.2.1. Gerador de Impulsos

O gerador de impulsos consiste numa caixa pequena, tipicamente feita de titânio ou liga de titânio, hermeticamente fechada para impedir a entrada de fluidos [6]. Esta cápsula é constituída por:

- Fonte de energia;
- Circuito elétrico;
- Circuito de deteção;
- Microprocessador.

3.2.1.1. Fonte de Energia

O *pacemaker* necessita de uma fonte de alimentação. Até aos dias de hoje, realizaram-se grandes avanços na tecnologia da bateria. Nos aparelhos *pacemaker* convencionais são usadas baterias de lítio-iodo tendo a vantagem de não produzirem gases e de terem uma maior durabilidade.

Um ponto importante é a longevidade do *pacemaker* que é determinada principalmente pela bateria. O circuito elétrico e a taxa de estimulação são alguns dos fatores que definem o tempo de vida da bateria. Em relação ao circuito elétrico, este tem de ser de baixo consumo com correntes baixas. No entanto, quanto maior for a taxa de estimulação maior vai ser o consumo, mas como o *pacemaker* não está constantemente a estimular o consumo não é tão elevado.

3.2.1.2. Circuito Elétrico

Os dispositivos *pacemaker* incorporam circuitos elétricos avançados e com grande fiabilidade. Estes são constituídos por integrados SMD (*Surface-Mount Device*), ou seja, componentes do tamanho da ordem dos milímetros, de modo a que o circuito seja o mais miniaturizado possível pois, estamos a falar de um dispositivo pequeno.

O circuito elétrico tem várias funções. Juntamente com as ordens dadas pelo microprocessador, este executa a função de estimulação enviando um sinal elétrico através dos elétrodos até ao coração. Também permite a leitura dos sinais cardíacos a partir dos elétrodos, levando essa informação até ao microprocessador. Os elétrodos são controlados por interruptores eletrónicos. Em alguns casos, estes aparelhos contêm comunicação via *wireless* para que o paciente ou o médico possam receber a informação lida pelo circuito elétrico para um maior controlo do estado do paciente.

3.2.1.3. Circuito de Detecção

O circuito de deteção de um gerador de impulsos tem como funções a amplificação e filtragem de sinais cardíacos sendo depois realizada uma comparação com um sinal de referência para a deteção de alguma variação anormal na frequência cardíaca. Cada canal de deteção está em contacto com o coração.

Para evitar a leitura de sinais indesejáveis, o sinal cardíaco é processado pelos circuitos para determinar se tem uma amplitude suficiente e uma frequência apropriada. Estas duas características formam a curva de resposta de frequência.

3.2.1.4. Microcontrolador

O circuito elétrico e o circuito de deteção são controlados e coordenados pelo microcontrolador. Este armazena as informações lidas pelo circuito, estando continuamente a interpretá-las para saber quais as ordens a enviar. Isto é, a partir da informação obtida este calcula os atrasos entre os pontos de estimulação e define a sua sequência.

Nos *pacemakers* modernos, o microcontrolador é de baixa potência, contribuindo para a durabilidade da bateria. Este também tem um tamanho reduzido.

3.2.1.5. Diagrama de Blocos

Na figura 3.3 abaixo apresentada, representa um dos possíveis diagramas de blocos do sistema *pacemaker*. O sinal cardíaco é detetado pelos eléctros que estão em contacto com o coração. Esse sinal é pré amplificado em tensão, filtrado por um filtro passa-baixo de segunda ordem para obter uma representação adequada da onda do ECG, e é de novo amplificado.

O bloco seguinte é um comparador que é utilizado como um detetor de limiar para detetar o batimento cardíaco e, sempre que o deteta, gerar um impulso.

Após a comparação de sinais, o microcontrolador realiza uma análise para verificar se existe alguma anomalia no batimento cardíaco do paciente, calculando os atrasos entre os pontos de estimulação para sincronizar a estimulação das diferentes câmaras cardíacas. Depois, o sinal é gerado, conforme as ordens dadas pelo microcontrolador, percorrendo os eléctros até ao coração para o estimular.

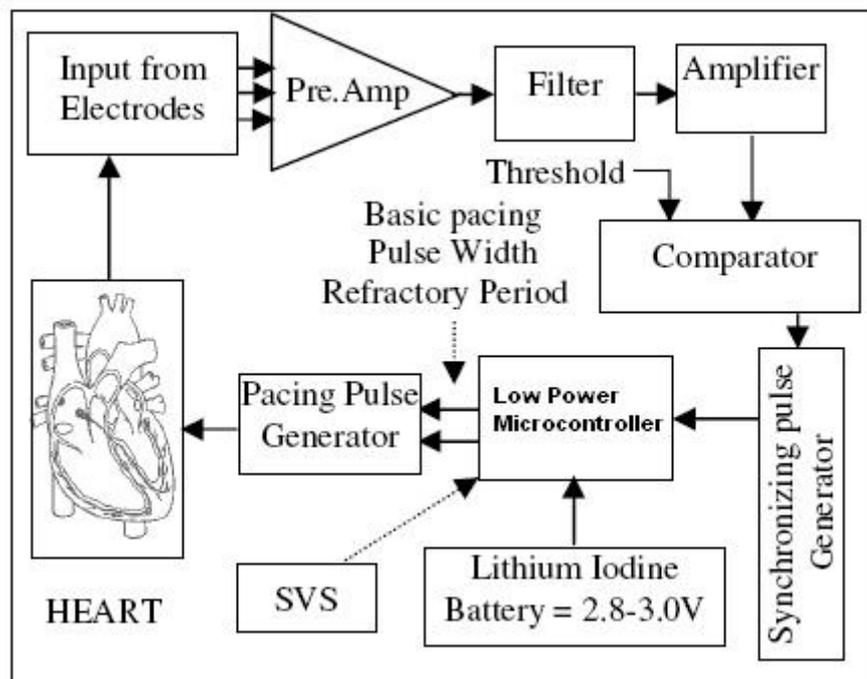


Figura 3.3: Diagrama de blocos do sistema *pacemaker*

3.2.2. Sondas de Estimulação ou Eléctros

As sondas de estimulação são responsáveis pela condução do estímulo eléctrico enviado pelo gerador até ao coração e pela leitura dos sinais gerados no coração. Os eléctros são constituídos por um pino conector onde se liga ao gerador, um cabo isolado com material biocompatível e uma ponta que fica em contacto com o coração.

3.2.2.1. Tipos de Estimulação

Quando é realizada uma estimulação, a corrente elétrica espalha-se de célula em célula provocando a contração de cada uma de forma sequencial. Estes estímulos podem ser de dois tipos: unipolar e bipolar.

No caso do estímulo unipolar, como podemos observar do lado esquerdo da figura 3.4, o pólo positivo do eletrodo unipolar está ligado eletricamente à cápsula do *pacemaker* e o pólo negativo está em contacto com o coração. Neste tipo de estimulação, a corrente flui por uma grande área do corpo humano podendo levar à excitação elétrica de outros tecidos não sendo o mais aconselhado.

No estímulo bipolar, representado no lado direito da figura 3.4, os dois pólos do eletrodo bipolar encontram-se em contacto com o coração (anel - pólo positivo do eletrodo; ponta - pólo negativo do eletrodo). Deste modo a zona de condução de corrente fica delimitada.

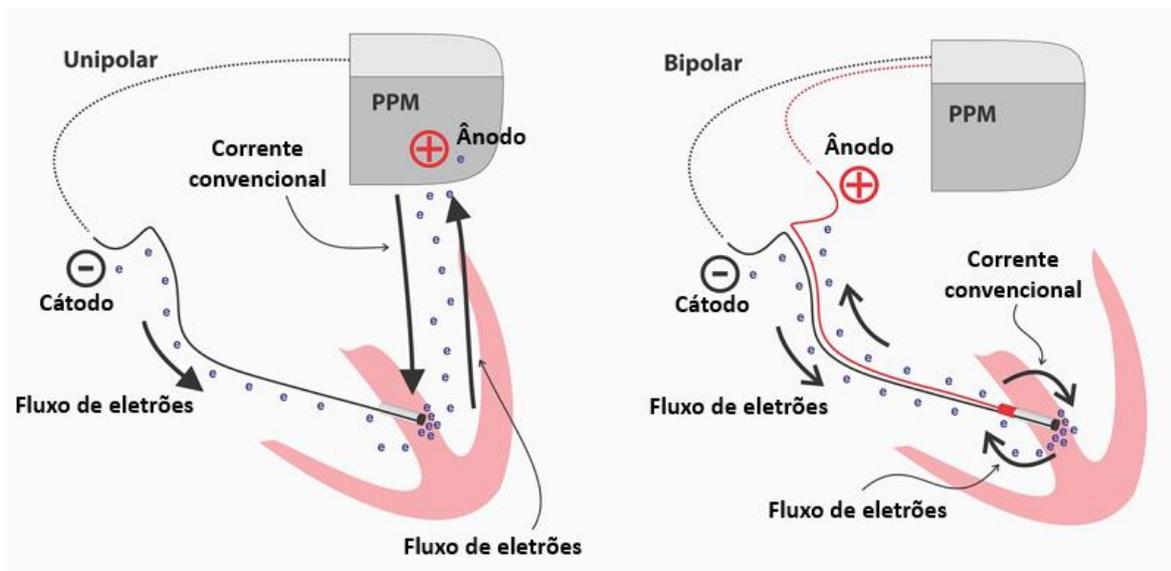


Figura 3.4: Representação das estimulações unipolar e bipolar

3.2.2.2. Mecanismos de Fixação

As sondas de estimulação têm de estar bem fixadas no coração para o funcionamento adequado do *pacemaker*. Existem dois tipos de mecanismos de fixação: fixação passiva e fixação ativa.

Na fixação passiva, o eletrodo contém na ponta uma espécie de gancho o qual fica fixo nos tecidos do coração.

Na fixação ativa, os eletrodos apresentam um mecanismo de “aparafusamento” na ponta o que permite que sejam ativamente posicionados no coração.



Figura 3.5: Mecanismos de fixação dos eletrodos

3.3. Diferentes Tipos de Dispositivos

3.3.1. *Pacemaker* de Câmara Única ou Dupla

Um *pacemaker* de câmara única é constituído por uma sonda de estimulação (um eletrodo). Esta é colocada na aurícula direita (*pacemaker* de câmara única auricular) ou no ventrículo direito (*pacemaker* de câmara única ventricular).

O *pacemaker* de câmara única auricular é utilizado quando o *pacemaker* natural do coração não executa a sua função de forma adequada, como no caso da síndrome do nó sinoauricular no qual o nó envia os sinais de forma muito lenta ou irregular. No entanto, este método só é usado se o resto do sistema de condução elétrica do coração estiver a funcionar de forma correta.

O *pacemaker* de câmara única ventricular ajuda a corrigir os batimentos cardíacos lentos ou irregulares, isto é, nos casos em que o fluxo elétrico se encontra desacelerado ou bloqueado no nó auriculoventricular (AV). A condução dos impulsos elétricos normais das aurículas aos ventrículos chega com um atraso levando a um batimento cardíaco lento. Este *pacemaker* ajuda o coração a manter um ritmo cardíaco com uma taxa constante.

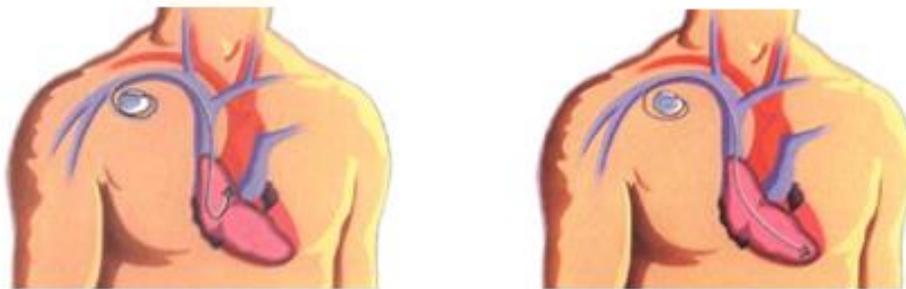


Figura 3.6: *Pacemaker* de câmara única auricular (imagem do lado esquerdo) e de câmara única ventricular (imagem do lado direito)

Um *Pacemaker* de Câmara Dupla contém duas sondas de estimulação (dois eletrodos) sendo uma posicionada na aurícula direita e a outra no ventrículo direito. Este tipo de estimulação reproduz de forma sequencial a condução elétrica no coração da aurícula para o ventrículo. Este aparelho tem como vantagens maximizar a capacidade de bombeamento do coração e, a partir do gerador de impulsos, controlar de forma contínua a atividade elétrica no coração e ambas as câmaras.

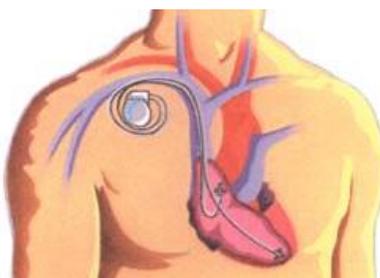


Figura 3.7: *Pacemaker* de câmara dupla

3.3.2. *Pacemaker* Biventricular

O *Pacemaker* Biventricular ou dispositivo TRC (Terapia de Ressincronização Cardíaca) permite uma estimulação biventricular, isto é, estimula o coração em três pontos através dos eletrodos de estimulação: aurícula direita, ventrículo direito e ventrículo esquerdo.

A Terapia de Ressincronização Cardíaca é utilizada em pacientes que sofrem de insuficiência cardíaca avançada, o que significa que o poder de bombeamento do coração é fraco relativamente ao normal. Este dispositivo auxilia os ventrículos a contraírem de forma sincronizada.

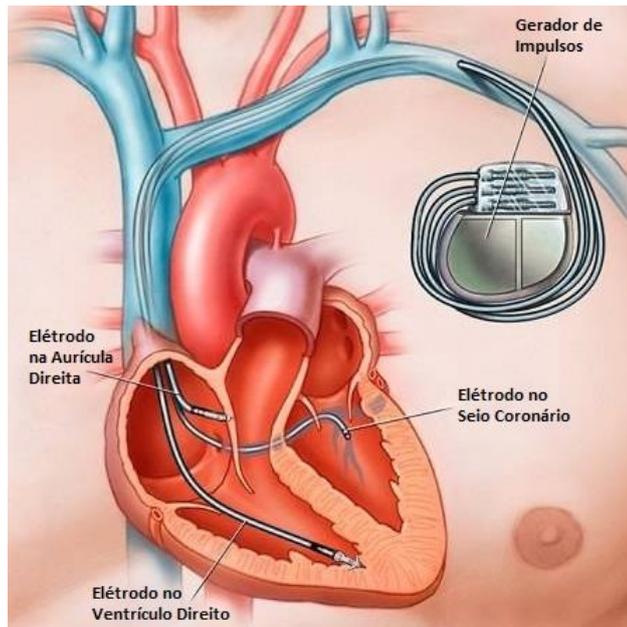


Figura 3.8: *Pacemaker* biventricular ou dispositivo TRC

A sonda de estimulação que se encontra no ventrículo esquerdo pode ser substituída por uma sonda com N-elérodos, como podemos observar na figura 3.9. A sonda consiste num cabo de múltiplos eléctrodos onde a distância e a polaridade dos eléctrodos podem ser configuradas dinamicamente. Este método tem como vantagem a estimulação de vários pontos do músculo cardíaco do ventrículo esquerdo.

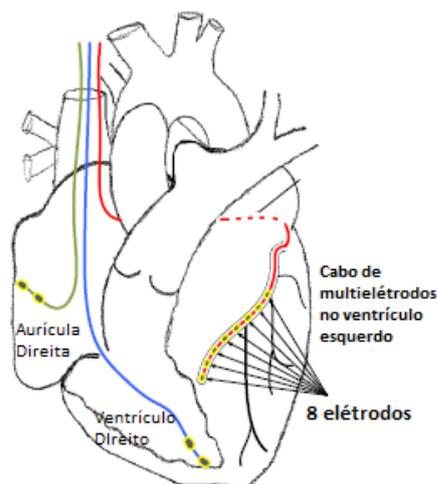


Figura 3.9: *Pacemaker* biventricular com um cabo de multielétrodos no ventrículo esquerdo

3.3.3. Combinação TRC/DCI

Alguns equipamentos consistem na combinação de um dispositivo TRC, já referido no tópico anterior, com um desfibrilhador cardíaco implantável (DCI) utilizado por pacientes com arritmias graves.

O DCI é um aparelho bastante parecido com um *pacemaker* contendo algumas diferenças como, por exemplo, na sua constituição contém um condensador que serve para armazenar energia para as descargas elétricas. Este aparelho é capaz de identificar e avaliar uma alteração no ritmo cardíaco (aumento ou redução dos batimentos) interrompendo a arritmia por meio de um choque elétrico (desfibrilhação) com uma intensidade energética adequada para controlar o batimento cardíaco.

A combinação dos dois dispositivos permite a ressincronização dos batimentos cardíacos, a redução da velocidade de um ritmo cardíaco rápido anormal, a prevenção de ritmos cardíacos anormalmente lentos e também um registo da frequência cardíaca e do ritmo do paciente.

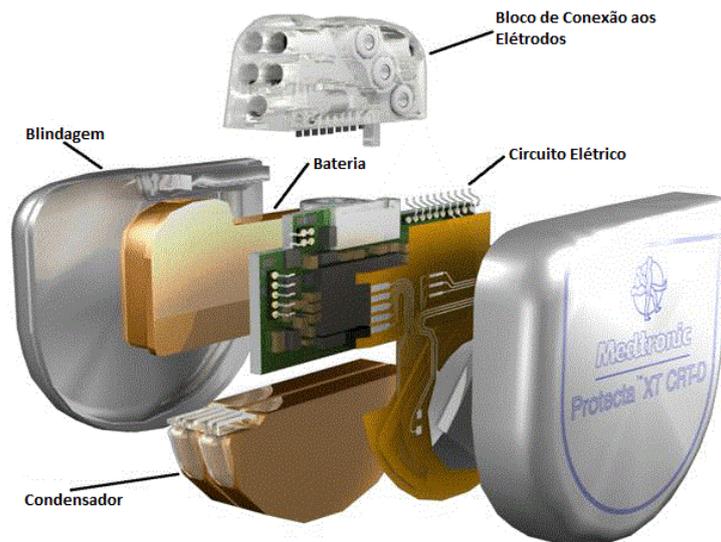


Figura 3.10: Constituição de um desfibrilhador cardíaco implantável

3.3.4. *Pacemaker* Leadless (sem fios)

Nos dias de hoje, já foram desenvolvidos e já se encontram no mercado, aparelhos *pacemaker* sem os fios dos eléttodos, isto é, a ponta do eléttodo está integrada na cápsula. Existem dois *pacemakers* deste tipo: o *pacemaker* Micra e o *pacemaker* Nanostim.

O *pacemaker* Micra foi desenvolvido pela *Medtronic* e, não contém fios elétricos entre o *pacemaker* e o ponto de estimulação. O eléttodo encontra-se acoplado ao *pacemaker* sendo implementado diretamente no ventrículo direito. O aparelho é fixado no coração através de

“dentes” (*FlexFix Nitinol Tines*) que se encontram na sua extremidade. É o *pacemaker* mais pequeno ocupando um espaço de 18mm, o que corresponde a uma redução de 93% em relação aos *pacemakers* convencionais e apresenta uma longevidade estimada de bateria de 12 anos. Este equipamento permite ao paciente realizar de forma segura imagens de ressonância magnética (*MRI SureScan™ Technology*). É um aparelho autónomo o qual ajusta, de forma automática e adequada, a frequência cardíaca quando deteta mudanças no corpo relacionadas com o nível de atividade.



Figura 3.11: *Pacemaker Micra* desenvolvido pela *Medtronic*

O *pacemaker* *Nanostim* foi criado pela empresa *St. Jude Medical* e as únicas diferenças em relação ao *pacemaker* *Micra* é o tamanho e o modo de fixação. Este é mais comprido e a sua fixação é do tipo ativa.



Figura 3.12: *Pacemaker Nanostim*

3.3.5. *Pacemaker* Batteryless (sem bateria)

Os aparelhos *pacemaker* necessitam de uma fonte de energia para poderem executar as suas funções normais. Nos dias de hoje, os *pacemakers* convencionais utilizam uma bateria lítio-iodo de tensões entre 2.8 Volts a 3.4 Volts, mas em estudos recentes, num futuro próximo poderão existir dispositivos *pacemaker* sem bateria. Logicamente, esses aparelhos serão alimentados mas a partir da conversão de um certo tipo de energia em energia elétrica.

Uma das soluções já desenvolvidas pelos investigadores, a nível da alimentação do aparelho, foi baseada no efeito piezoelétrico. Este consiste na força contínua, provocada pelos

movimentos do coração, aplicada sob o nano-gerador piezoelétrico, levando à produção de energia elétrica. Como podemos visualizar na figura 3.13 do lado esquerdo, o sistema consiste num circuito integrado ligado a um nano-gerador piezoelétrico.

Outra solução pensada pelos investigadores é o uso de nano-geradores piroelétricos (módulo Peltier) (representado na figura 3.13 do lado direito). Estes geradores de energia usam a diferença de temperatura entre o núcleo do corpo e a superfície interna da pele para gerar energia elétrica. Não é uma solução muito eficiente em relação aos nano-geradores piezoelétricos.

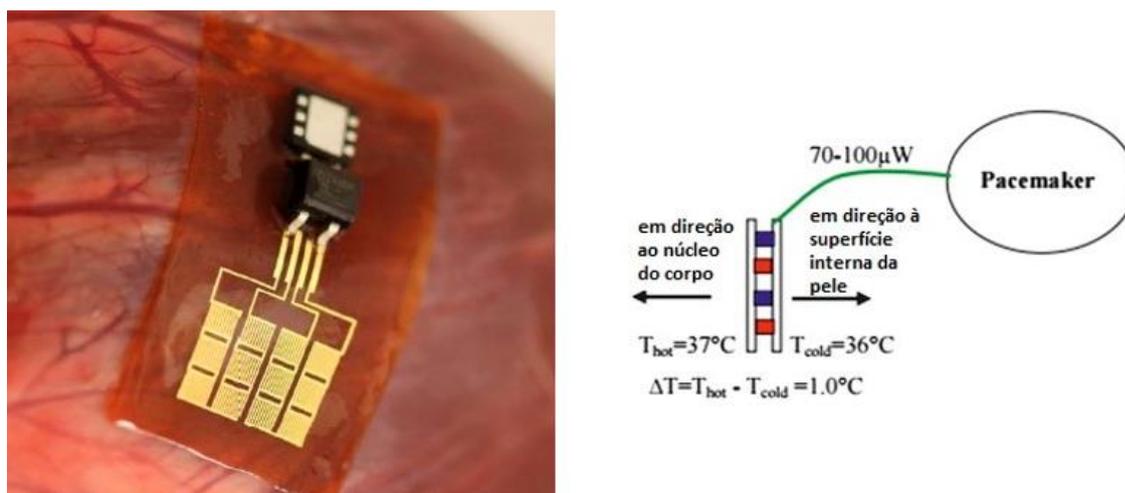


Figura 3.13: Dois exemplos de nano-geradores: piezoelétrico (do lado esquerdo da imagem) e piroelétrico (do lado direito da imagem)

3.4. Conclusões

Após um estudo profundo do mercado e analisados os vários *pacemakers* já desenvolvidos, constatou-se a existência de soluções usando um cabo com multieléttodos mas que ainda não foram utilizados para uma solução final de um *pacemaker*. Relativamente às comunicações *pacemaker*-paciente/médico, já se encontra no mercado *pacemakers* com comunicação via *bluetooth* para monitorizar e controlar a frequência cardíaca.

Com o desenvolvimento desta dissertação, pretende-se miniaturizar e melhorar o protótipo já desenvolvido tendo como objetivo final obter um *pacemaker* implantável multieléttodos, com comunicações via *bluetooth* e autónomo.

Capítulo 4

Caracterização do Problema

4.1. Definição do Problema

O avanço tecnológico na área da Medicina progride a um ritmo acelerado. Até aos dias de hoje, os *pacemakers* desenvolvidos são constituídos por uma ou mais sondas de estimulação que promovem um bom funcionamento do coração. Estes são benéficos no tratamento de doenças cardíacas, sendo aparelhos fiáveis e que estão constantemente a ser aperfeiçoados.

O *pacemaker* multieléctrodos é caracterizado pela sua capacidade de estimular diversos pontos do coração. É um sistema melhorado em relação aos dispositivos de *pacemaker* atualmente implementados, sendo um aparelho fiável e mais preciso no que toca à estimulação de todo o músculo cardíaco.

4.2. Solução Proposta

O objetivo da dissertação consiste no aprimoramento do *pacemaker* multieléctrodos, previamente desenvolvido pelo Engenheiro Flávio Amorim na sua Tese de Mestrado. Tem por base a sua miniaturização em placa de circuito impresso, com componentes de montagem em superfície (SMD), levando à construção de um novo protótipo.

Um dos principais pontos que foi implementado é o modo de transferência de dados do *pacemaker* via *wireless*. Esta é efetuada por comunicação baseada em BLE (*Bluetooth Low*

Energy). A escolha deste tipo de equipamento teve por base o baixo consumo de energia para contribuir para uma maior durabilidade do *pacemaker*. Relativamente à fonte de alimentação, são usadas baterias de íões de lítio.

No *pacemaker* a desenvolver o número de pares de elérodos é reduzido de dezasseis pares para cinco pares de elérodos. Desses cinco pares de estimulação, três pares são para a leitura dos sinais cardíacos. Atualmente, o microcontrolador usado é um Arduino Pro Mini que é alimentado a 5 Volts. Neste protótipo é utilizado somente o chip do microcontrolador Atmega328P para o circuito de estimulação, com a mesma alimentação. Também é aproveitado o microcontrolador que o dispositivo de *bluetooth* nRF51822 da *Nordic* disponibiliza para o armazenamento das leituras dos sinais cardíacos. O módulo de *bluetooth* também recebe as informações para a estimulação do órgão propulsor que, depois são enviadas para o microcontrolador. Assim, este protótipo tem uma capacidade de trabalho autónoma após definidas as condições de funcionamento.

Por fim, são realizados vários testes e é feita uma validação final do protótipo.

Capítulo 5

Componente de *Hardware* do Sistema

Neste capítulo é apresentada a componente de *hardware* desenvolvida do sistema. Esta componente resulta de um processo de miniaturização do circuito elétrico inicialmente desenvolvido para o primeiro protótipo do *pacemaker*.

5.1. Introdução

Relativamente ao primeiro protótipo desenvolvido, na figura 5.1 é apresentado um diagrama de blocos do seu modelo elétrico.

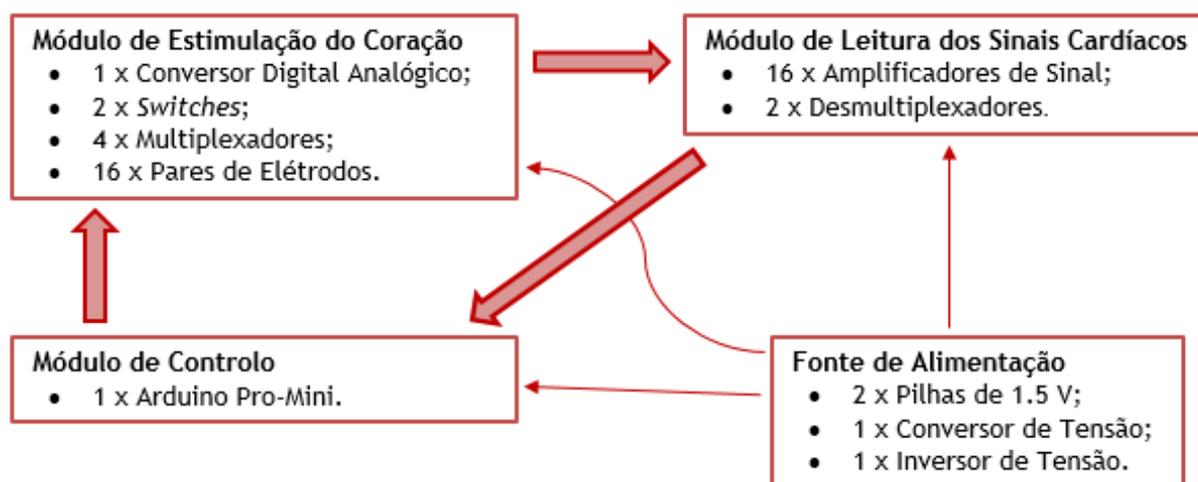


Figura 5.1: Diagrama de blocos do primeiro protótipo desenvolvido

A componente de *hardware* engloba o circuito elétrico do novo protótipo do *pacemaker* desenvolvido. Este circuito está dividido em cinco subsistemas:

1. Estimulação do órgão propulsor;
2. Leitura dos impulsos cardíacos;
3. Fonte de alimentação do circuito elétrico;
4. Módulo de controlo;
5. Módulo *bluetooth*.

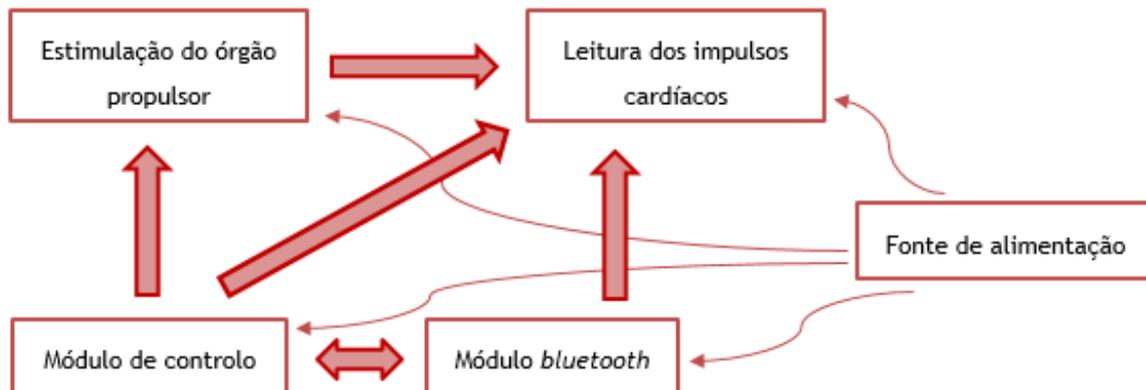


Figura 5.2: Diagrama de blocos do sistema *pacemaker* desenvolvido

Este circuito é composto por componentes SMD (*Surface Mounted Device*) pois trata-se de um dispositivo médico cujo tamanho deve ser o mais reduzido possível. O controlo do *hardware* é feito pelo microcontrolador Atmega328P e o armazenamento da informação das leituras e o seu envio para um dispositivo externo é realizado via *wireless* pelo módulo de *bluetooth* BLE Nano 2.

5.2. Estimulação do Órgão Propulsor

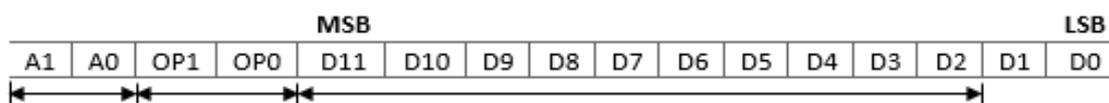
A frequência cardíaca normal é de 60 a 100 bpm (batimentos por minuto) o que corresponde a uma frequência entre 1Hz e 1.67Hz. No caso da existência de um atraso entre dois batimentos, este circuito envia um sinal elétrico com uma determinada tensão, estimulando o coração de forma a normalizar o batimento cardíaco do paciente em questão.

Os eléctrodos são colocados aos pares em cinco zonas diferentes do músculo cardíaco (onde E_x , $x = 1, \dots, 5$, representada cada um dos pares de eléctrodos). Para a estimulação do órgão propulsor são utilizados cinco eléctrodos de estimulação (um de cada par representados por E_{x_ESTIM}) enquanto que os restantes cinco serão de leitura (representados por E_{x_LEITU}).

5.2.1. Conversor Digital Analógico DAC104S085

O conversor digital analógico DAC104S085 tem como função produzir um sinal elétrico para a estimulação. Este integrado fornece em cada uma das suas quatro saídas uma corrente de 11 mA.

O DAC104S085 recebe os dados necessários para o seu funcionamento a partir do microcontrolador Atmega328P (mestre) utilizando o protocolo de comunicação SPI, apresentado nos anexos. Este componente recebe dois bytes separados pois, neste protocolo só é possível o envio de um byte de cada vez. No final da comunicação, o conversor armazena



os dezasseis bits recebidos num registo que se encontra representado na figura 5.3.

Figura 5.3: Registo de entrada do conversor digital analógico

Os dois primeiros bits, A1 e A0, correspondem ao endereço da saída do conversor digital analógico. Na tabela 5.1 podemos observar o endereço de cada porta de saída.

Os dois bits seguintes, OP1 e OP0, indicam o modo de operação do integrado. Os endereços para o modo de operação estão representados na tabela 5.2.

A1	A0	Saída
0	0	V_{OUTA}
0	1	V_{OUTB}
1	0	V_{OUTC}
1	1	V_{OUTD}

Tabela 5.1: Endereços das saídas do conversor digital analógico

OP1	OP0	Descrição
0	0	Escreve para um registo de saída específico mas não atualiza as saídas.
0	1	Escreve para um registo de saída específico mas atualiza as saídas.
1	0	Escreve para todos os registos de saída e atualiza todas as saídas.
1	1	Desliga todas as saídas.

Tabela 5.2: Endereços do modo de operação do conversor

Os dados são armazenados nos dez bits seguintes (D11 a D2) onde é indicado o valor da tensão a aplicar na saída, dependendo do modo de operação selecionado.

Por fim, os últimos dois bits (D1 e D0) são ignorados pelo componente.

Para a comunicação SPI entre o mestre e o escravo ser possível são configurados os parâmetros de comunicação no microcontrolador de acordo com as características indicadas na *datasheet* do componente elétrico. Os parâmetros são definidos com os seguintes dados:

- Frequência de relógio = $f_{osc}/4 = 4 \text{ MHz}$;
- Modo de transmissão - modo 1;
- Ordem de envio - primeiro o bit mais significativo é enviado (MSB).

Depois de analisada a figura 5.4, podemos concluir que para 10 bits de dados temos $2^{10} = 1024$ degraus de resolução, ou seja, sendo a tensão de referência, $V_{REF} = 5 \text{ V}$, o valor máximo de tensão do integrado então cada degrau corresponde a uma resolução de $5 \text{ V}/1024 = 4.883 \text{ mV}$.

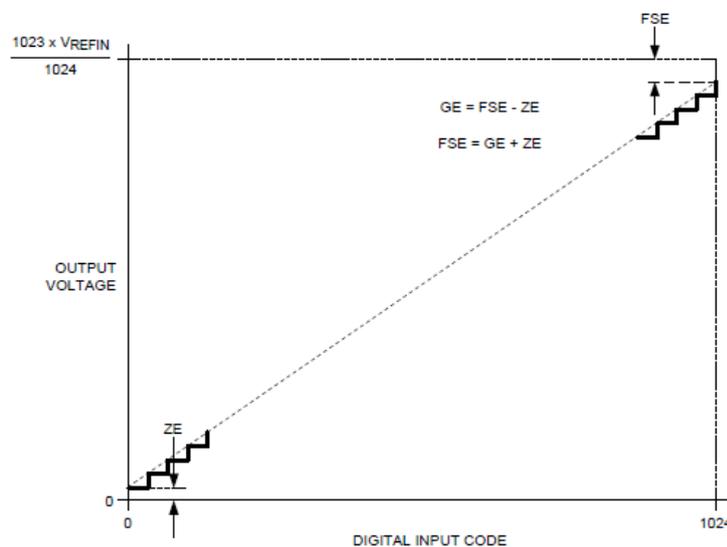


Figura 5.4: Característica de transferência de dados onde o eixo horizontal corresponde ao código digital na entrada e o eixo vertical à tensão de saída

A configuração deste integrado é apresentada na figura 5.5. O condensador no pino de alimentação V_{REFIN} é um condensador de acoplamento que tem por objetivo reduzir o ruído da fonte de alimentação.

Os pinos DIN, SCLK e \sim SYNC são os pinos correspondentes à conexão SPI que é estabelecida com o microcontrolador.

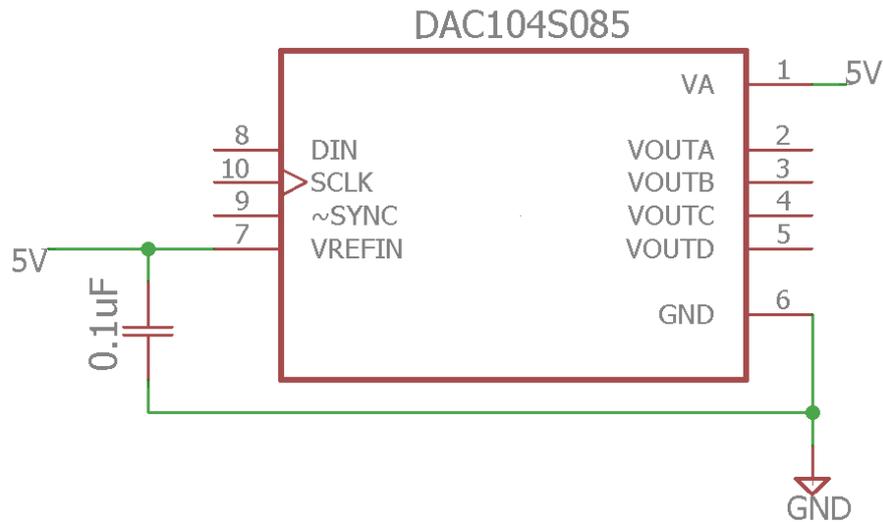


Figura 5.5: Configuração do conversor digital analógico DAC104S085

5.2.2. Switch TS12A44514

De modo a isolar a fonte de estimulação (conversor digital analógico) dos eléctrodos que se encontram ligados ao músculo cardíaco para evitar estimulações indesejadas foi escolhido um *switch* onde os seus interruptores são do tipo normalmente abertos. Esse componente é o TS12A44514, que está representado na figura abaixo, e são utilizados três neste subsistema.

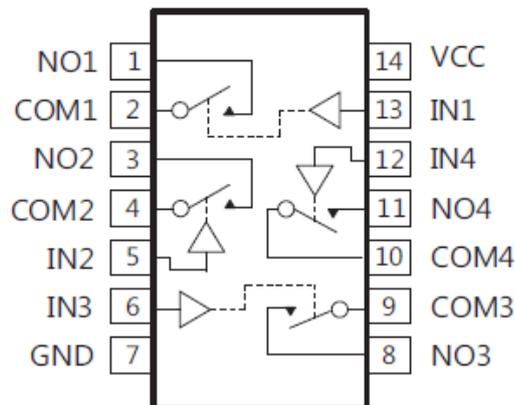


Figura 5.6: Configuração dos pinos do componente elétrico *switch* TS12A44514

O conversor digital analógico envia quatro sinais elétricos que são distribuídos pelos três *switches*. A interligação destes integrados pode ser visualizada na figura 5.7. O primeiro *switch*, na porta COM1 recebe o sinal da saída V_{OUTA} do conversor e a porta COM2 o sinal da

porta V_{OUTB} . As duas últimas portas, COM3 e COM4, são ligadas aos elétrodos de leitura que, quando os interruptores correspondentes a essas duas portas se fecham ficam ligados diretamente à massa da pilha (NO3 e NO4). A configuração do segundo *switch* segue a mesma lógica do primeiro mas a porta COM1 recebe o sinal de V_{OUTC} do conversor e COM2 o sinal de V_{OUTD} . Como existe um terceiro *switch*, o sinal elétrico da porta V_{OUTD} do DAC é dividido entre o segundo e o terceiro, o qual é ligado à porta COM1. A porta COM2 fica sem ligação pois não é necessária.

O integrado é controlado pelo microcontrolador através de valores lógicos que são enviados para os pinos IN1, IN2, IN3 e IN4. Para permitir a condução do sinal elétrico, o microcontrolador envia um valor lógico de um para fechar o(s) interruptor(es), caso contrário, para isolar o circuito, ele envia um valor lógico de zero para abrir o(s) interruptor(es).

Os pinos NO1 E NO2 estão ligados aos *buffers* que serão apresentados no subtópico seguinte.

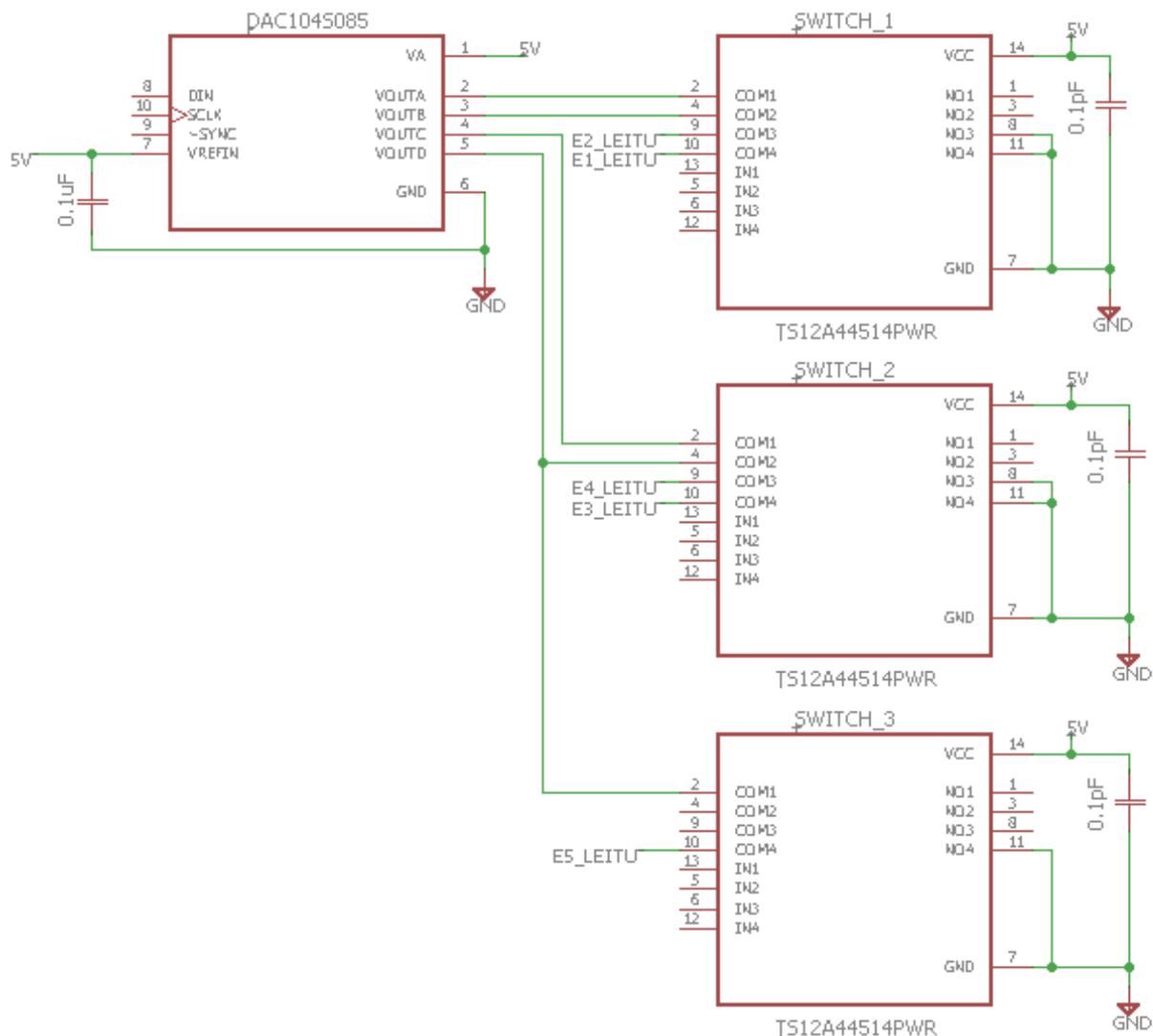


Figura 5.7: Configuração dos switches e interligação deles com o conversor digital analógico

5.2.3. Buffer BUF364

No protótipo inicial do *pacemaker*, a corrente elétrica conduzida até aos elétrodos, que correspondia a 10 mA, era insuficiente. Uma solução para esse problema é a adição de um *buffer* em cada uma das saídas dos switches, ou seja, cinco integrados ao todo. O *buffer* escolhido foi o BUF364 que fornece uma corrente contínua na saída de 250mA. A configuração do *buffer* com o *switch* é apresentada na figura 5.8.

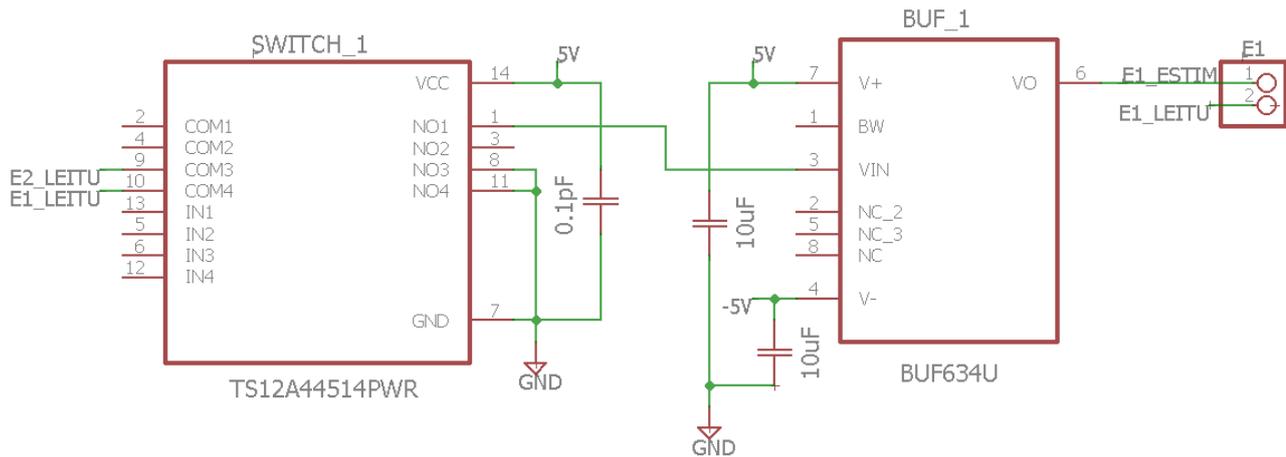


Figura 5.8: Configuração elétrica entre o *switch* e o *buffer*

Quando um interruptor do *switch* está aberto, a corrente na saída, ou seja, na entrada do *buffer* é nula.

Observando as ligações elétricas entre os dois integrados, a saída NO1 do *switch* está ligada à entrada V_{IN} do *buffer*. A saída NO2 deste mesmo *switch* estará também ligada a um segundo *buffer* e o mesmo se aplica aos outros dois *switches*.

A saída de cada um dos *buffers* é ligada a um dos cinco elétrodos de estimulação. O retângulo E1 representa um par de elétrodos que contem o elétrodo de estimulação, ligado ao *buffer*, e o elétrodo E1_LEITU que retorna o sinal cardíaco.

5.2.4. Circuito Elétrico de Estimulação

Na figura 5.9 é apresentada uma simplificação do esquema elétrico do circuito responsável pela estimulação do órgão propulsor. Este subsistema na realidade é constituído por um conversor digital analógico, três *switches*, cinco *buffers* e cinco pares de elétrodos onde cada par possui um elétrodo de estimulação e um de leitura do sinal.

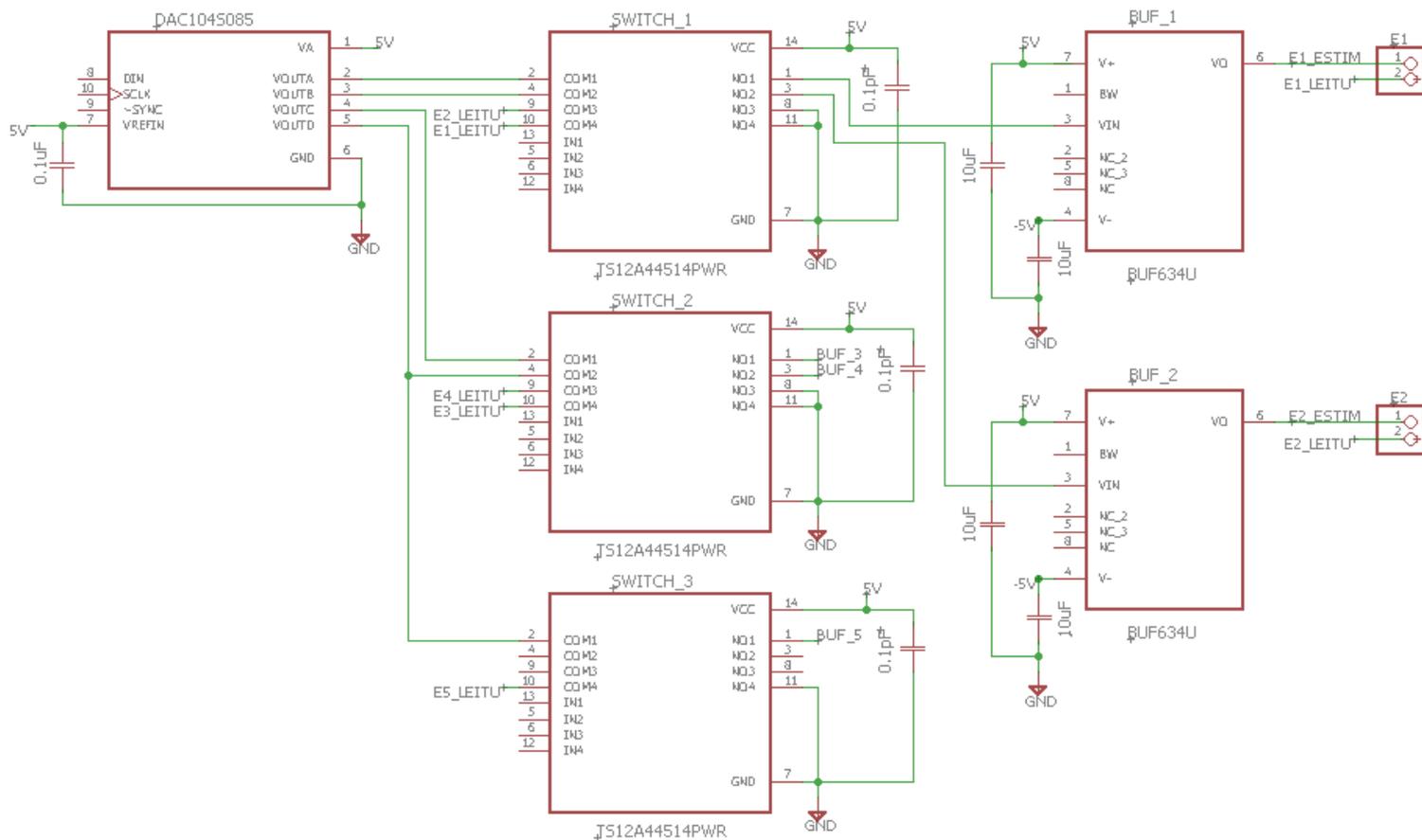


Figura 5.9: Esquema elétrico do circuito de estimulação do coração

5.3. Leitura dos Impulsos Cardíacos

O microcontrolador depois de analisar o sinal cardíaco recebido a partir do subsistema de leitura e detetar alguma anomalia no sinal cardíaco, ele envia ordens de estimulação. Para se realizar a leitura dos impulsos cardíacos são utilizados três eléctrodos.

Neste subsistema o sinal recebido pelos eléctrodos de leitura é amplificado e convertido de analógico para digital. De seguida é enviado para o microcontrolador para ser analisado e para o módulo de *bluetooth* onde será armazenado e enviado para um dispositivo móvel externo.

5.3.1. Amplificador LT1920 e Potenciómetro Digital AD8400

Todos os seres humanos apresentam várias dissemelhanças. O coração de cada um tem diferentes impedâncias o que significa que os valores da tensão dos impulsos cardíacos variam de pessoa para pessoa, ou seja, o sinal pode ser mais fraco em algumas delas. A posição dos

elétrodos e a sua qualidade também têm influência sobre o sinal, isto é, podem provocar a sua atenuação.

A solução ideal para esta disfunção é a aplicação de um amplificador de sinal com um ganho ajustável para cada caso. Para isso foi escolhido o amplificador LT1920 e o potenciômetro digital AD8400 com uma resistência variável de 1kΩ.

5.3.1.1 Potenciômetro Digital

Na figura 5.10 podemos observar que o pino A1 corresponde ao valor mínimo da resistência, W1 ao contacto elétrico que varia conforme o valor da resistência desejado e B1 ao valor máximo da resistência. Este integrado é alimentado com uma tensão de 5V (pino V_{DD}).

O potenciômetro digital recebe as ordens de funcionamento a partir do microcontrolador através dos pinos CS (*Chip Select*), SDI (*Serial Data In*) e CLK, recorrendo ao protocolo de comunicação SPI. Os parâmetros de comunicação foram configurados com os seguintes dados:

- Frequência de relógio = $f_{osc}/4 = 4$ MHz;
- Modo de transmissão - modo 1;
- Ordem de envio - MSB.

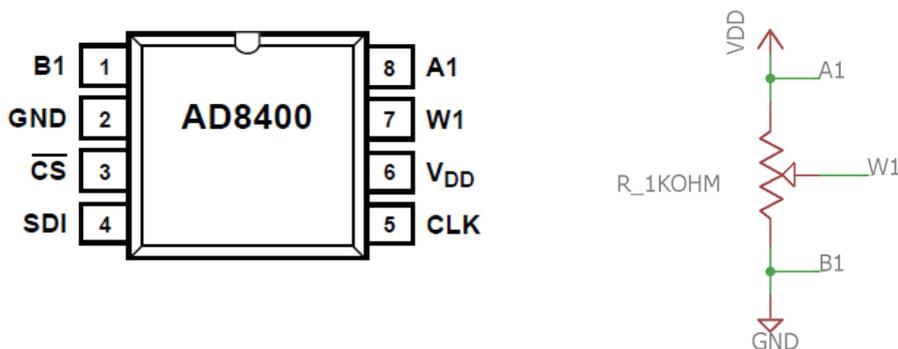


Figura 5.10: Configuração dos pinos do potenciômetro digital (imagem do lado esquerdo) e respetivo esquema elétrico (imagem do lado direito)

O registo de entrada é composto por dez bits, como podemos ver na figura 5.11. Os dois primeiros bits, A1 e A0, correspondem ao endereço do potenciômetro que queremos utilizar mas como o AD8400 só contém um único potenciômetro ambos os bits serão nulos (A1A0 = 00).

Endereço		Dados							
A1	A0	D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0
MSB	LSB	MSB							LSB

Figura 5.11: Registo de entrada do potenciómetro digital AD8400

O componente elétrico contém oito bits de dados (D7 a D0) o que corresponde a $2^8 = 256$ degraus de resolução. Logo, a resolução deste potenciómetro, com uma resistência máxima de $1k\Omega$, é de $1k\Omega/256 = 3.9063 \Omega$.

5.3.1.2. Amplificador de Sinal

Em relação ao amplificador LT1920, este tem por objetivo a amplificação dos impulsos cardíacos pois, estes possuem uma amplitude máxima por volta dos 90mV, dependendo de pessoa para pessoa. A corrente máxima nas entradas deste integrado é de ± 20 mA. Na figura 5.12 podemos observar a configuração do amplificador juntamente com o potenciómetro digital.

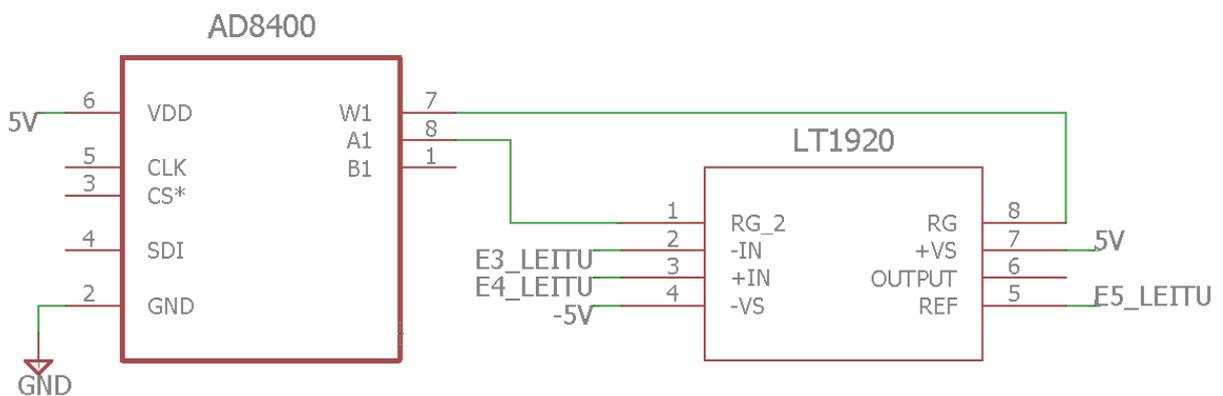


Figura 5.12: Configuração elétrica do potenciómetro digital AD8400 e do amplificador de sinal LT1920 com dupla alimentação

Devido a atrasos nas encomendas realizadas, o potenciómetro digital AD8400 não chegou a tempo de ser testado.

No diagrama de blocos do amplificador de sinal, figura 5.13, podemos observar que este integrado possui uma configuração semelhante ao amplificador de instrumentação de três amplificadores.

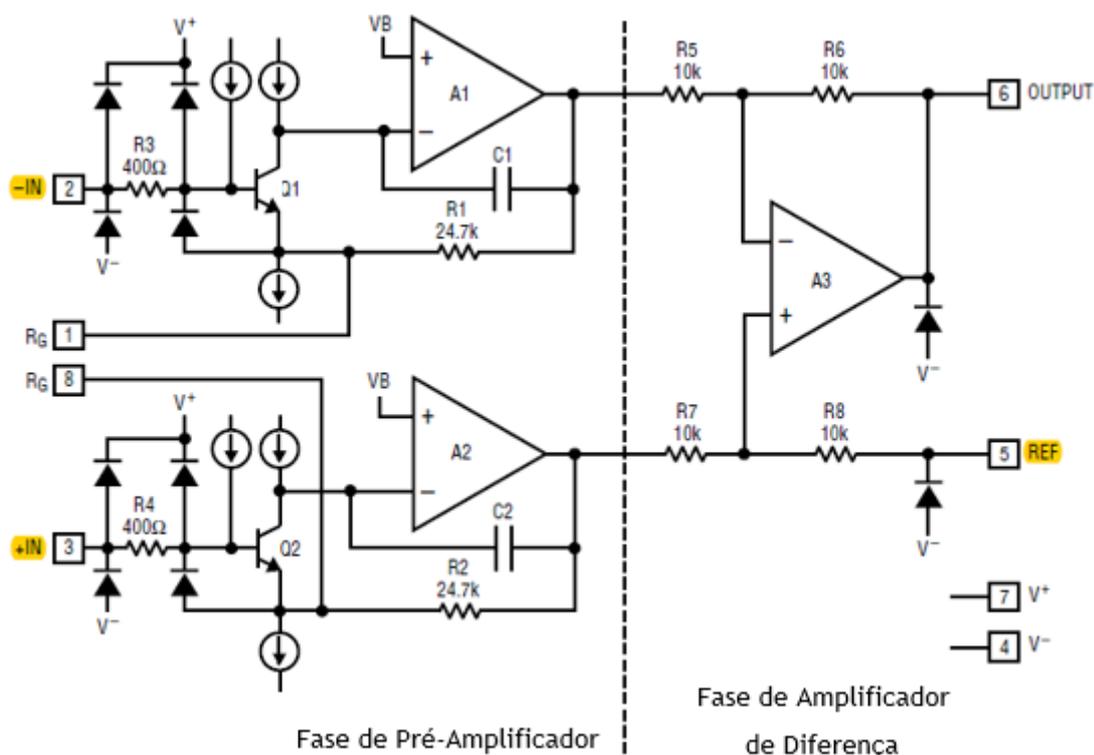


Figura 5.13: Diagrama de blocos do amplificador LT1920, onde V^+ corresponde a +5V e V^- a -5V

Nos pinos IN^+ e IN^- (sublinhados a amarelo) são introduzidos os sinais cardíacos de dois elétrodos de leitura, E3_LEITU e E4_LEITU. Na referência REF deste integrado introduz-se um sinal de um outro elétrodo de leitura (E5_LEITU) onde o amplificador A3 rejeita a interferência do modo comum do pré-amplificador. Consequentemente obtém-se na saída do LT1920 um sinal mais limpo, ou seja, sem ruído.

5.3.1.3. Cálculo do Valor da Resistência de Ganho

No amplificador LT1920 a equação da diferença de potencial entre a tensão de saída e a tensão de referência é dada pela seguinte equação:

$$V_{OUT} - V_{REF} = G * (V_{IN^+} - V_{IN^-})$$

$$\Leftrightarrow V_{OUT} - V_{E5_RET} = G * (V_{E4_RET} - V_{E3_RET})$$

Onde o ganho G é:

$$G [V/V] = 49\,400/R_G + 1$$

O sinal do impulso cardíaco possui uma parte negativa e uma parte positiva sendo que, ao amplificarmos o sinal este não pode ultrapassar a gama de tensão de [-5,+5] V. Caso isso aconteça, o sinal na saída do amplificador ficará saturado.

Sabendo que, o valor máximo da amplitude de um sinal cardíaco é de 90 mV então, para uma tensão máxima de 4.7 V o ganho G é de:

$$4\,700\text{ mV} = G * 90\text{ mV}$$

$$\Leftrightarrow G = 4\,700/90 = 52,22\text{ V/V}$$

Para o cálculo da resistência de ganho R_G do amplificador, que será definida no potenciômetro digital, utiliza-se a fórmula do ganho em função da resistência:

$$R_G = 49\,400/(G - 1) = 49\,400/51,22 = 964,467\ \Omega$$

5.3.2. Conversor Analógico Digital ADC141S626

O conversor analógico digital do microcontrolador só consegue fazer a leitura de sinais com tensões entre os 0 V e os 5 V, ou seja, não realiza a conversão da componente negativa do sinal cardíaco. Para isso foi adicionado ao segundo protótipo do *pacemaker* dois conversores analógico digital ADC141S626 no qual os valores de saída são apresentados em binário em complemento para dois, ou seja, permite a conversão de valores positivos e negativos.

Os dois componentes elétricos são controlados um pelo Atmega328P e outro pelo BLE Nano 2 utilizando o protocolo de comunicação SPI. Os parâmetros de comunicação foram configurados, com base na *datasheet* do integrado, com os seguintes dados:

- Frequência de relógio = $f_{osc}/4 = 4\text{ MHz}$;
- Modo de transmissão - modo 1;
- Ordem de envio - MSB.

Os dados que o conversor envia para o dispositivo mestre são compostos por catorze bits (figura 5.14).

Dados	D13 MSB	D12	D11	D10	D9	D8	D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0 LSB
-------	------------	-----	-----	-----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	-----------

Figura 5.14: Registo de dados de saída do conversor ADC141S626

Os dados são apresentados em complemento para dois o que significa que o bit mais significativo, D13, corresponde ao bit de sinal. Se o bit D13 for nulo então o valor lido é positivo caso contrário, se for igual a um corresponde a um valor negativo. O valor da tensão é definido pelos bits D12 a D0. Logo, este conversor possui $2^{14-1} = 8192$ degraus de resolução que equivale a uma resolução de $5V/8192 = 0.61035 \text{ mV}$.

Na figura 5.15 podemos ver que o valor da tensão de 5V corresponde ao valor máximo positivo de 8191 (01 1111 1111 1111 em binário) e a tensão de -5V ao valor mínimo negativo de -8192 (10 0000 0000 0000 em binário).

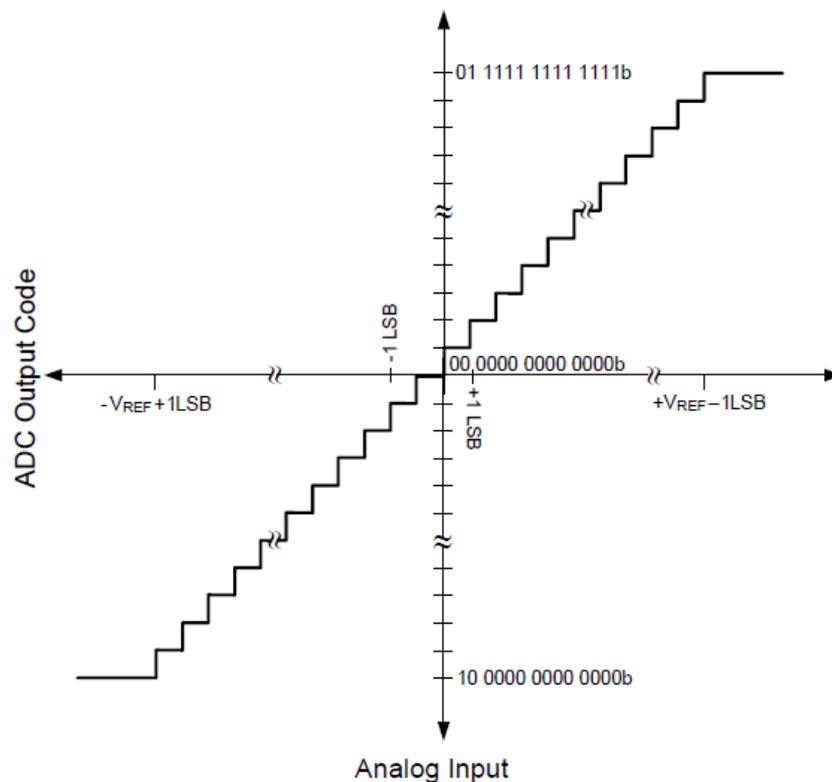


Figura 5.15: Gráfico da saída do conversor ADC141S626 em função da entrada analógica diferencial

A configuração para a operação de entrada diferencial é apresentada na figura 5.16 que é constituída por duas resistências de $180\ \Omega$ e um condensador de 470pF nos pinos IN^+ e IN^- . Este modo de operação corresponde a um modo bipolar, isto é, podem ser lidos valores positivos e negativos, enquanto que, se o pino IN^- estivesse ligado à massa do circuito não era possível ler valores negativos correspondendo a um modo de operação unipolar. Os restantes condensadores presentes no esquema elétrico são condensadores de acoplamento.

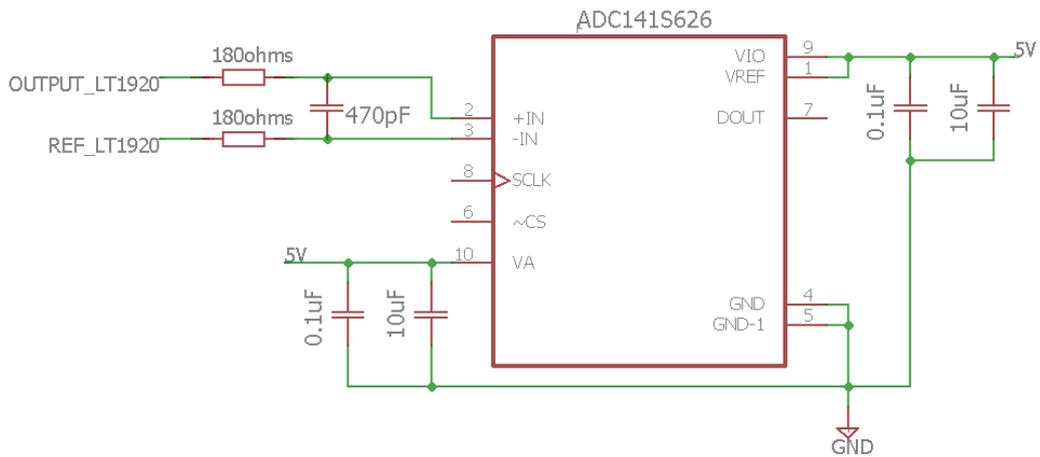


Figura 5.16: Configuração elétrica do conversor analógico digital ADC141S626

5.3.3. Circuito Elétrico de Leitura

A configuração elétrica do subsistema de leitura dos impulsos cardíacos, representada na figura 5.17, inclui um potenciômetro digital AD8400, um amplificador LT1920 e dois conversores analógico digital ADC141S626.

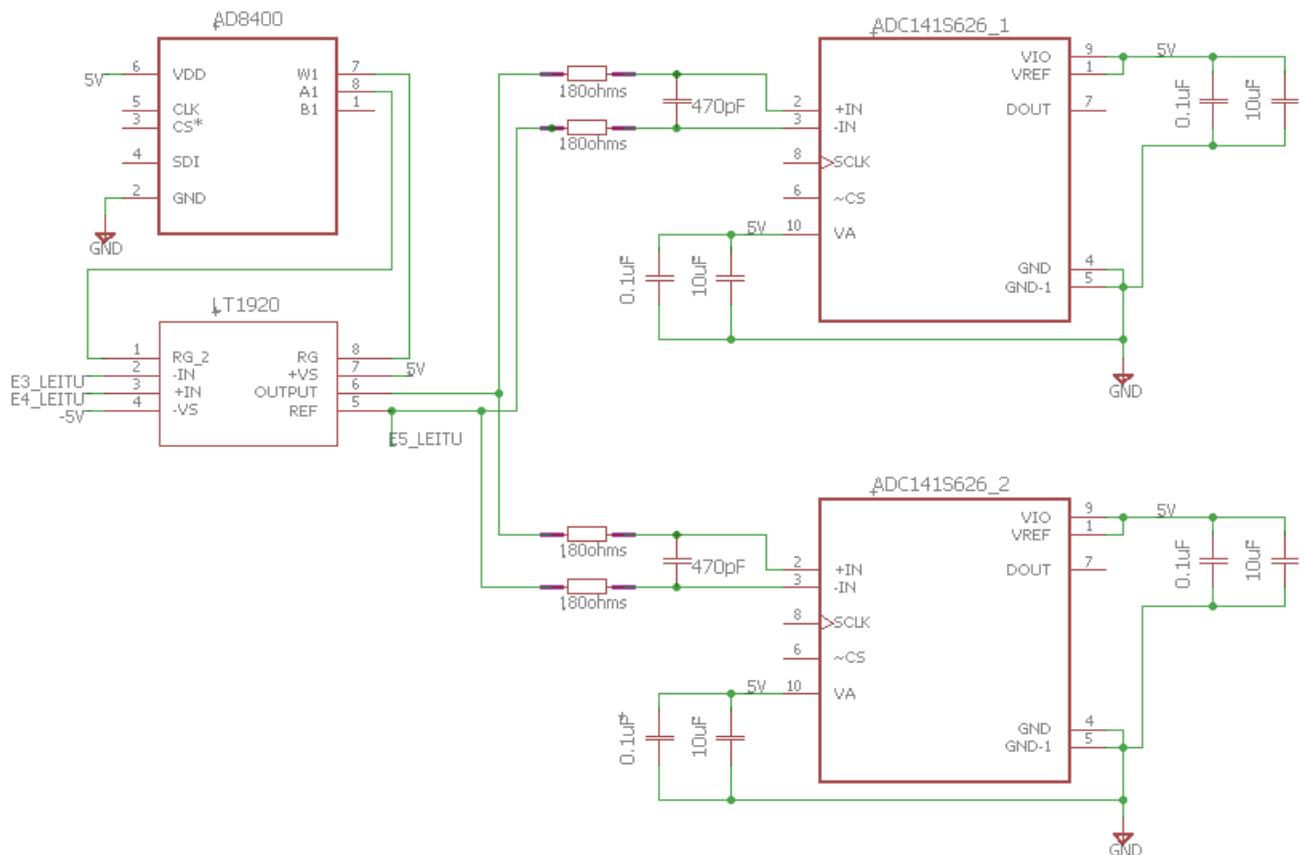


Figura 5.17: Configuração elétrica do subsistema de leitura dos impulsos cardíacos

Neste subsistema estão presentes dois ADC141S626 pois, um dos conversores envia as leituras para o módulo de controlo e o outro para o módulo de *bluetooth*. A opção de dois conversores foi pelo facto de ser mais rápido para o microcontrolador receber as informações diretamente do componente elétrico para poder ordenar uma estimulação no menor tempo possível do que ir primeiro ao módulo de *bluetooth* e a seguir este reencaminhar essa informação levando a um maior tempo de execução. Também não era possível “dividir” a entrada do conversor analógico digital por dois subsistemas.

5.4. Fonte de Alimentação do Circuito Elétrico

De um modo lógico, para ser possível o funcionamento do protótipo em questão é obrigatório a existência de uma fonte de alimentação.

5.4.1. Pilha CR2477 e Suporte BRX1-2477-SM

A solução encontrada foi a implementação de uma pilha no circuito, em formato de moeda, mas antes de se definir que tipo de pilha iria ser aplicada foi realizado um cálculo de consumos. Esse cálculo consiste na soma de todos os consumos individuais de todos os componentes presentes no circuito como também o microcontrolador e o módulo de *bluetooth*. A tabela 5.3, representada abaixo, apresenta o cálculo de consumos realizado.

Componentes	Quantidade	Consumo estimado [mA]
LT1173-5 (Conversor de tensão)	1	0.11
TPS60400 (Inversor de tensão)	1	0.125
DAC104S085 (Conversor digital analógico)	1	0.5
TS12A44514 (<i>Switch</i>)	3	0.0001
BUF634 (<i>Buffer</i>)	5	1.5
ADC141S626 (Conversor analógico digital)	2	0.96
LT1920 (Amplificador)	1	1.3
AD8400 (Potenciómetro Digital)	1	0.9
Atmega328P	1	20
BLE Nano 2 (nRF52832)	1	0.0019

Tabela 5.3: Tabela de consumos de cada componente presente no sistema *pacemaker*

Considerando que o pior caso equivale o facto de todos os circuitos integrados estão em contínuo funcionamento, a partir dos valores dos consumos apresentados concluímos que o consumo total é de 32.3572 mA. O sistema terá sempre um consumo baixo pois, nem todos os componentes funcionam de modo contínuo. Por exemplo, no caso do conversor digital analógico (DAC), como ele não funciona de forma contínua consome menos em relação ao seu consumo estimado.

Para este sistema foi escolhida a bateria não recarregável CR2477 pois, depois de analisada a oferta no mercado, a capacidade máxima existente, de uma pilha com um formato de moeda, é de 1 Ah. Esta pilha é composta por lítio e fornece uma tensão de 3 V permitindo assim a alimentação do módulo de *bluetooth*. O suporte escolhido para esta pilha foi o BRX1-2477-SM.

A bateria escolhida tem as seguintes dimensões: 24.5 mm de diâmetro e 7.7 mm de espessura. Tendo em conta que um *pacemaker* deve possuir as menores dimensões possíveis, esta pilha é grande mas se se fizesse a opção por uma outra pilha com dimensões mais reduzidas, no caso de uma bateria lítio-iodo, implicaria um menor tempo de vida do dispositivo.

Com os dados existentes podemos então calcular uma estimativa do tempo de vida máximo do protótipo (representado pela variável t) a partir da fórmula de cálculo da capacidade de uma pilha (representada pela letra Q), da seguinte forma:

$$Q [mAh] = t [h] * consumo_{total} [mA]$$

$$\Leftrightarrow t [h] = Q [mAh] / consumo_{total} [mA]$$

$$\Leftrightarrow t [h] = 1000 / 32.3572 \approx 30.905 \text{ horas}$$

Assim concluímos que, com uma pilha de capacidade de 1000mAh o tempo máximo estimado de vida do protótipo corresponde aproximadamente a um dia, seis horas e cinquenta e quatro minutos.

5.4.2. Conversor de Tensão LT1173-5

No circuito elétrico do *pacemaker* estão presentes componentes que só funcionam com uma tensão de 5 V. Consequentemente, precisamos de um componente elétrico capaz de converter a tensão de 3 V para 5 V. Com isto foi escolhido o integrado LT1173-5.

O conversor LT1173-5 eleva a tensão de 3 V para 5 V no modo *step-up*, ou seja, corresponde a um conversor *step-up* e a configuração usada é a apresentada na figura 5.18. A corrente máxima na saída deste integrado é de 150 mA.

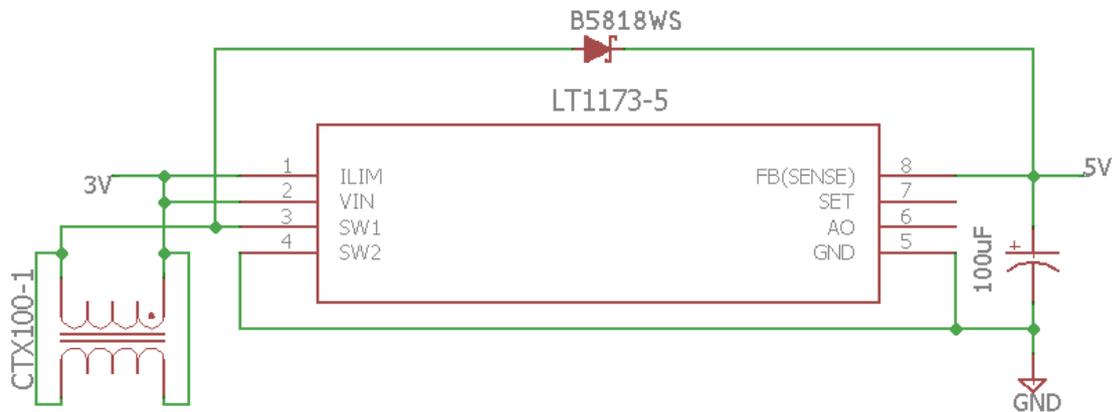


Figura 5.18: Esquema de ligações do conversor de tensão *step-up* LT1173-5

Os pinos I_{LIM} e V_{IN} estão ligados à alimentação, ponto 3V, o qual representa a ligação à pilha de 3V no lado positivo. A massa do circuito está ligada ao lado negativo da pilha.

Relativamente aos componentes passivos, estes foram escolhidos com base na datasheet do integrado. Este, especificamente, contém o transformador CTX100-1, da EATON, ligado em paralelo (o pino um ligado ao três e o pino dois ligado ao quatro) formando assim uma bobina de 100mH. Também contém um diodo de *Schottky*, B5818WS, e um condensador OS-CON eletrolítico de 100µF, da *Panasonic Electronic Components*.

5.4.3. Inversor de Tensão TPS60400

No caso do amplificador de sinal, é necessária uma dupla alimentação positiva e negativa, $\pm 5V$, para o seu funcionamento. Para isso foi escolhido o integrado TPS60400 para inverter a tensão de 5V, da saída do LT1173-5, para -5 V com uma corrente máxima de 60 mA. A configuração deste circuito está representada na figura 5.19. Os três condensadores de $1\mu F$ são todos cerâmicos.

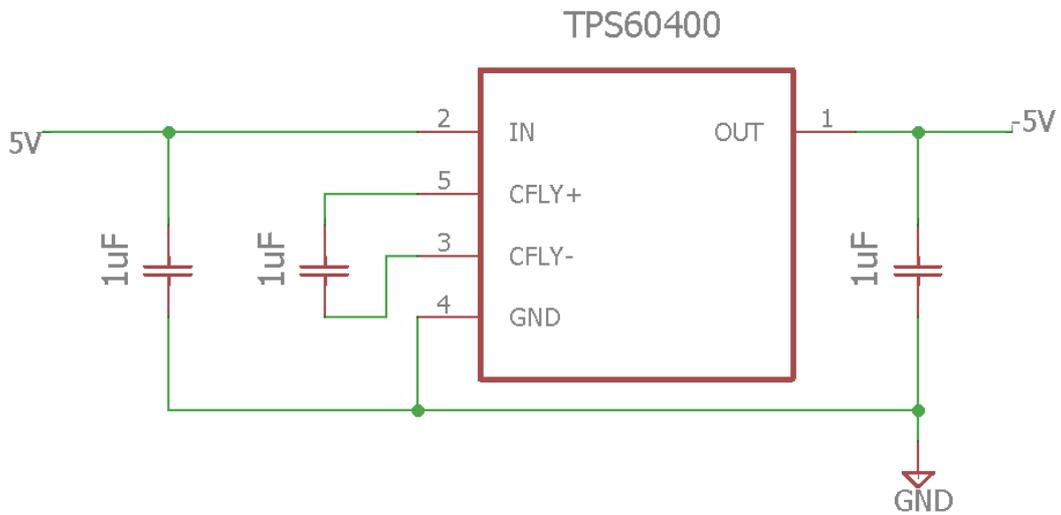


Figura 5.19: Configuração do inversor de tensão TPS60400

5.4.4. Circuito Elétrico da Fonte de Alimentação do Sistema

Por fim, o esquema elétrico completo da alimentação do dispositivo *pacemaker* encontra-se apresentado na figura 5.20.

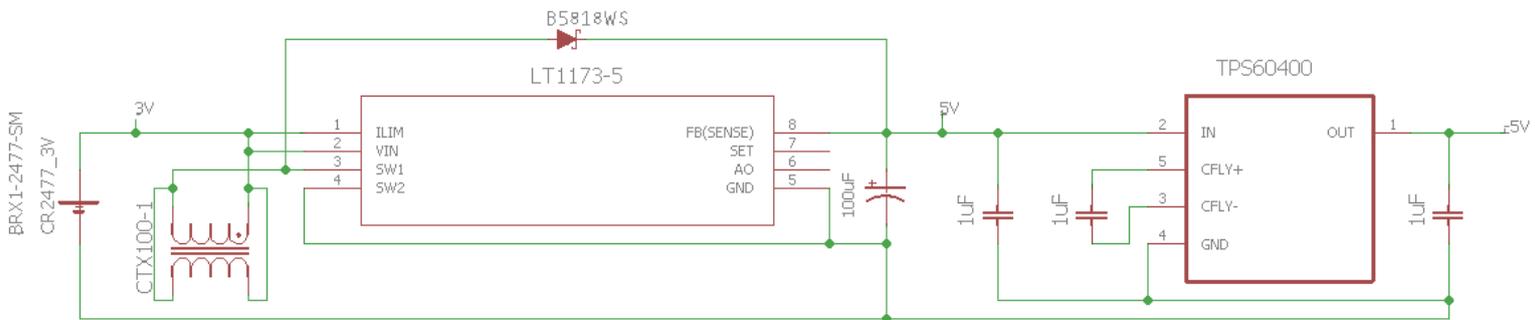


Figura 5.20: Circuito elétrico da fonte alimentação do *pacemaker*

5.5. Módulo de Controlo

O módulo de controlo é composto por um microcontrolador Atmega328P o qual controla o sistema de estimulação através do conversor digital analógico e dos *switches*, analisa o sinal recebido por um conversor analógico digital, controlando o ganho do amplificador de sinal e, recebe do módulo de *bluetooth* as ordens de funcionamento indicadas por um utilizador externo.

A comunicação do módulo de controlo com os integrados elétricos indicados, exceto com os *switches*, é realizada usando o protocolo de comunicação SPI. A conexão SPI entre eles é apresentada na figura 5.21, como também as ligações lógicas do controlador com os três *switches*.

Na figura 5.21 podemos ver que o pino de seleção de escravo é diferente para todos os componentes. O pino definido por *SS* controla o DAC104S085 e como o Atmega328P não contém mais nenhum pino desses são então definidos pinos digitais para controlar os restantes escravos. Por exemplo, no caso do potenciômetro digital AD8400 o pino de seleção *POT_SS* é o pino digital *PB1* do microcontrolador.

No caso dos *switches*, o controlo deles é feito através de valores lógicos. Quando o microcontrolador define um dos pinos *INy_SWz_Ex* (onde $y = 1$ ou 2 e, $z = 1, 2$ ou 3) com o valor lógico um então esse interruptor fecha, caso contrário, se definir como zero o interruptor abre. Em cada *switch*, como os pares de pinos *IN1-IN4* e *IN2-IN3* correspondem aos mesmo pares de eléctrodos esses pinos são conectados pois, quando é enviado um sinal eléctrico os dois interruptores correspondentes ao par de eléctrodos em questão serão fechados para ser possível a estimulação e a leitura. Quando termina a fase de estimulação os interruptores são abertos de modo a isolar o circuito eléctrico do órgão propulsor.

O microcontrolador é alimentado pelos 5V resultantes da conversão *step-up* feita pelo LT1173-5 e todas as massas presentes no circuito são ligadas ao lado negativo da pilha.

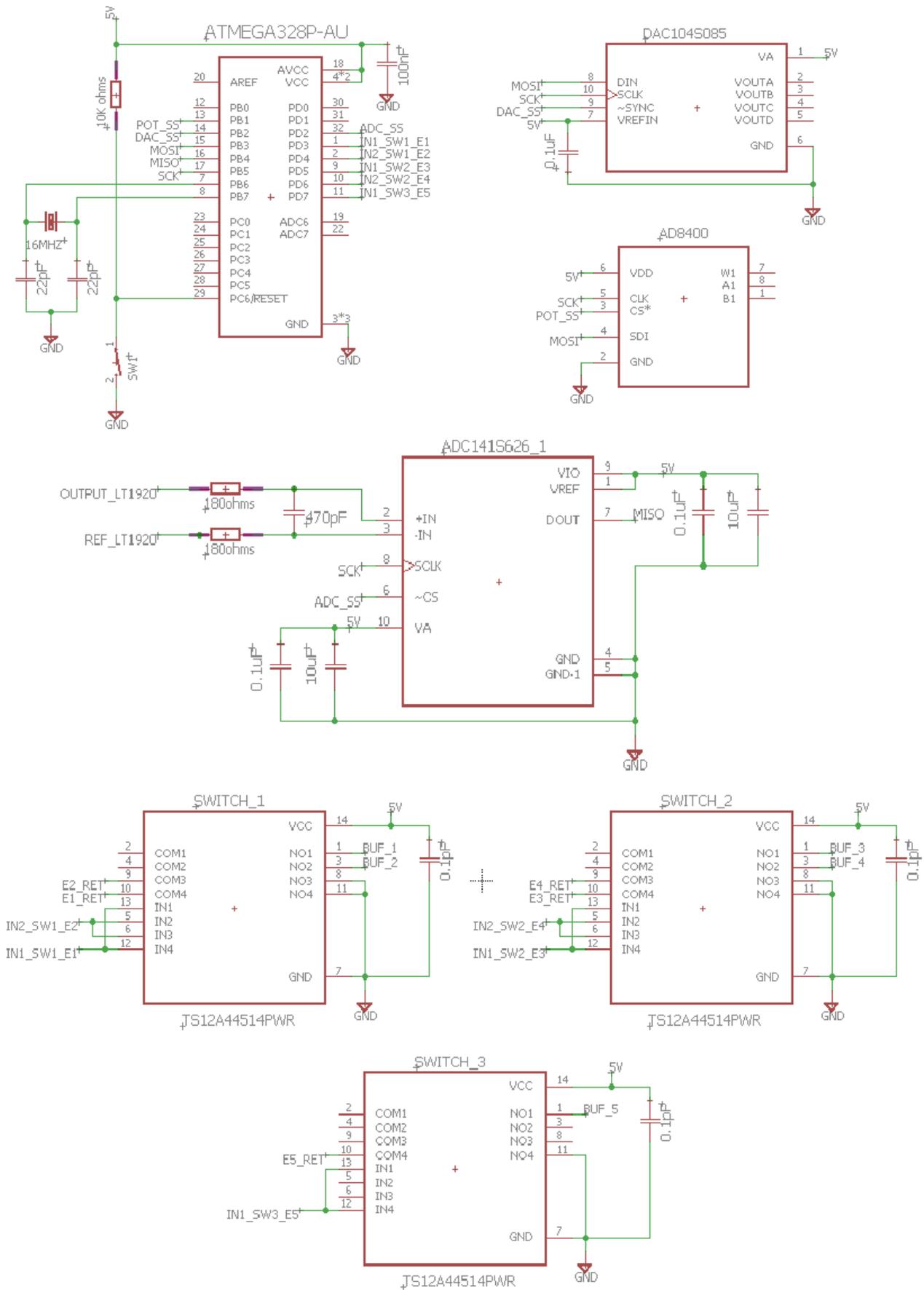


Figura 5.21: Conexão do módulo de controlo com os subsistemas de estimulação e de leitura

5.6. Módulo de *Bluetooth*

O módulo de *bluetooth* é responsável pelo armazenamento das leituras dos impulsos cardíacos, pelo envio dessas leituras para um dispositivo móvel externo e pela recepção, a partir desse mesmo dispositivo, de ordens de funcionamento relativas à estimulação do músculo cardíaco que posteriormente são enviadas para o módulo de controlo.

Para este subsistema o módulo escolhido foi o BLE Nano 2, juntamente com a DAPLink MK20 USB board (figura 5.22), que é um módulo *bluetooth* de muito baixo consumo energético e com uma velocidade de processamento alta. O dispositivo apresenta uma memória *flash* de 512 KB e uma memória RAM de 64 KB.

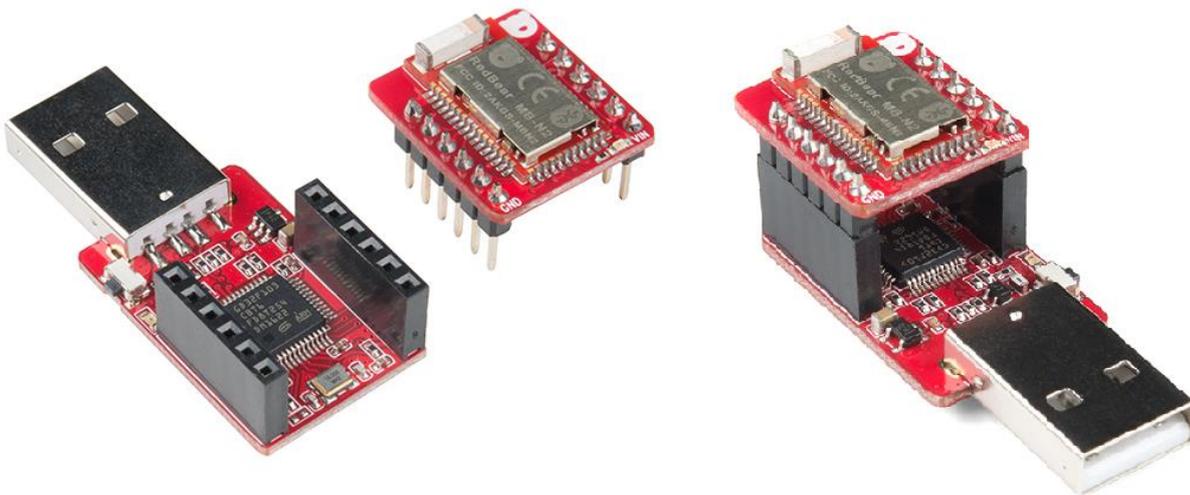


Figura 5.22: Módulo BLE Nano 2 e DAPLink MK20 USB board

O módulo de comunicação *via wireless* escolhido é a placa de desenvolvimento BLE mais pequena, com 18.5 mm de largura e 21 mm de comprimento, e possui o *Nordic Semiconductor nRF52832 SoC (System on Chip)* mais uma antena para a emissão e recepção de dados. A DAPLink MK20 USB board atua como um *dongle* que consiste num dispositivo externo conectado a um computador. Este aceita os 5 V da porta USB e regula para 3.3 V através de um LDO (*low-dropout regulator*), ou seja, de um regulador de tensão linear DC. O regulador usado é o TLV70433 como podemos ver na figura 5.23. Com este regulador é possível alimentar o nRF52832 onde a sua tensão de funcionamento é de 3.3 V.

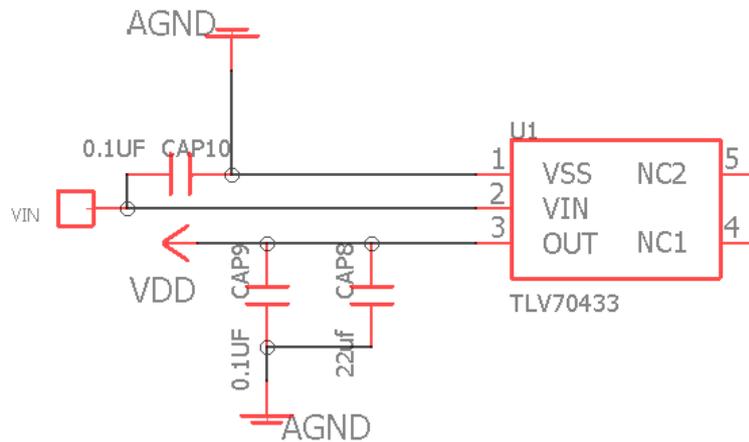


Figura 5.23: Regulador de tensão linear DC do módulo BLE Nano 2

5.6.1. Controlo do conversor ADC141S626

O BLE Nano 2 comunica com um segundo conversor analógico digital utilizando o protocolo de comunicação SPI, sendo o módulo de *bluetooth* o mestre e o conversor ADC o escravo. A conexão SPI é apresentada na figura 5.24.

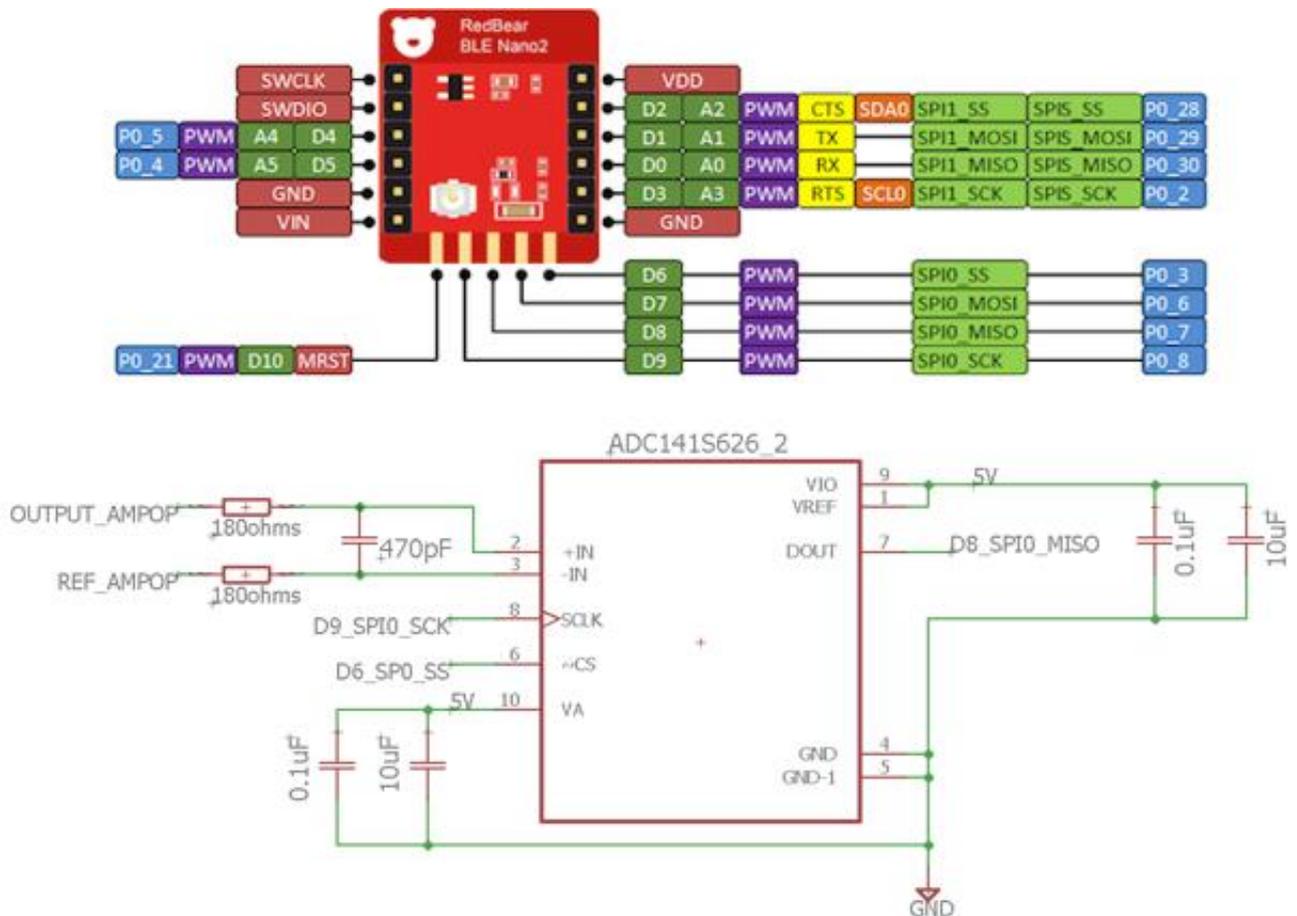


Figura 5.24: Ligação SPI entre módulo BLE Nano 2 e o conversor analógico digital

O mestre recebe as leituras vindas do conversor analógico digital e armazena-as na sua memória. Este envia os dados das leituras para um dispositivo móvel externo quando recebe ordens para isso.

5.6.2. Comunicação do BLE Nano 2 com o Atmega328P

O dispositivo periférico BLE Nano 2 também pode receber dados externos para o funcionamento do subsistema de estimulação. Quando isso acontece, depois de ter recebido toda a informação vinda do exterior, ele envia para o módulo de controlo.

Como no protocolo SPI só é permitido um único mestre e ambos os dispositivos são mestres, o módulo de controlo e o módulo de *bluetooth* comunicam através do uso da interface UART (*Universal Asynchronous Receiver Transmitter*). Esta comunicação é do tipo série assíncrona, ou seja, sem relógio. Neste protocolo, a taxa transmissão/receção de dados é comum a ambos os dispositivos e designa-se por *baudrate*. Tipicamente esta taxa de transmissão é de 9600 bits por segundo.

Nesta interface de comunicação, os dados circulam por duas linhas sendo uma comunicação *full duplex*. A linha RX está relacionada com a receção de informação e a linha TX com a transmissão (figura 5.25). Quando não ocorrem transmissões de dados ambas as linhas se encontram no estado *high*.

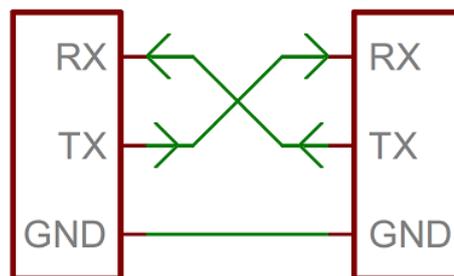


Figura 5.25: Ligação UART entre dois dispositivos

Na figura 5.26 podemos ver a conexão elétrica entre o Atmega328P e o BLE Nano 2. Os pinos apontados por uma seta a vermelho são os pinos onde o dispositivo de *bluetooth* se liga ao microcontrolador realizando uma comunicação UART.

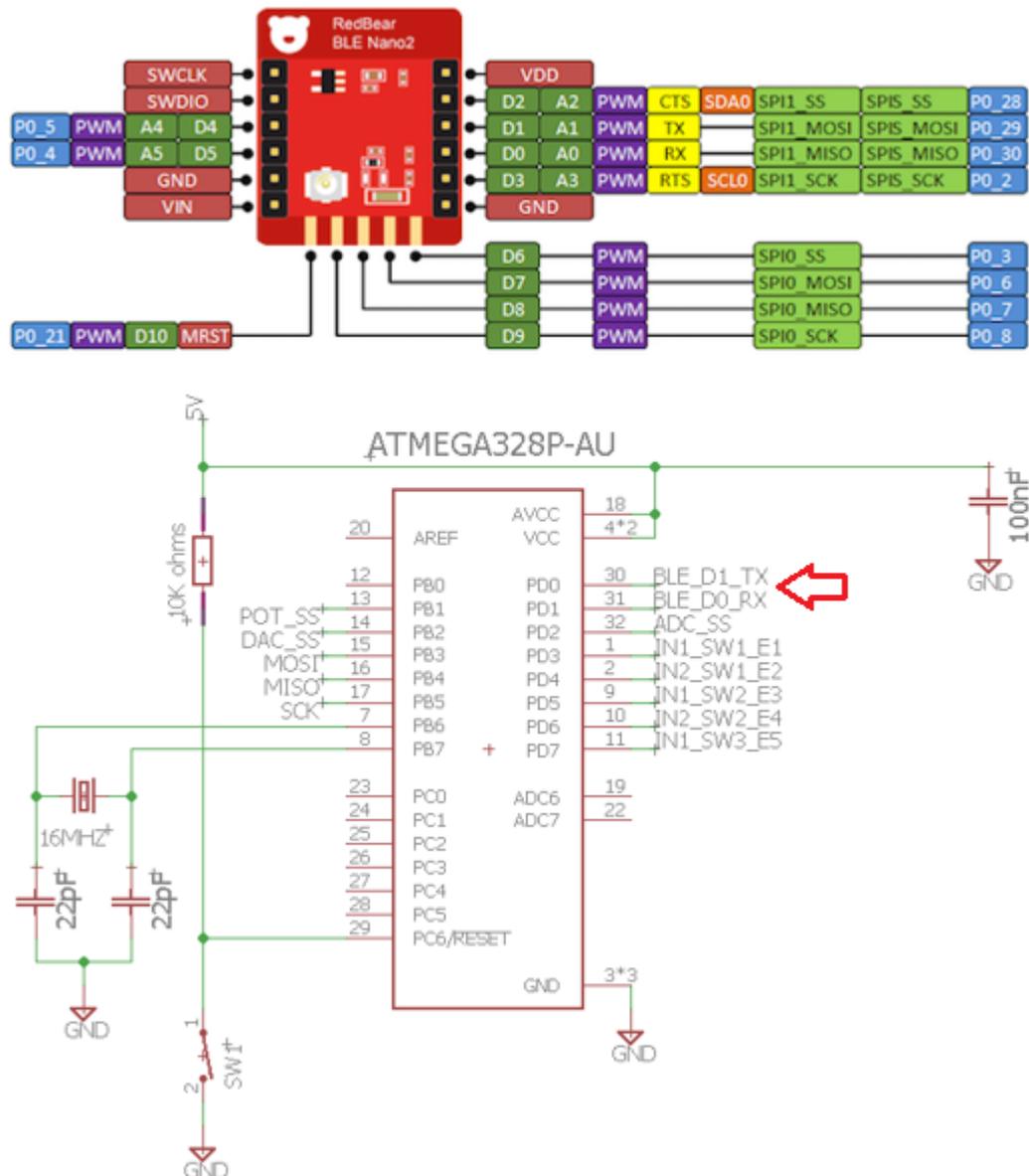


Figura 5.26: Conexão elétrica entre o módulo de controle e o módulo de *bluetooth*

5.7. Montagem do Circuito Elétrico Completo

A montagem do sistema *pacemaker* foi realizada em *breadboards* com o auxílio de adaptadores pois, os componentes elétricos são de montagem SMD, isto é, são componentes de dimensões reduzidas.

Na figura 5.27 podemos ver a montagem completo do circuito elétrico do sistema *pacemaker*. No retângulo a azul temos o subsistema de estimulação, a verde o subsistema de leitura, a amarelo o subsistema de alimentação, a vermelho o módulo de controle e a roxo o módulo de *bluetooth*.

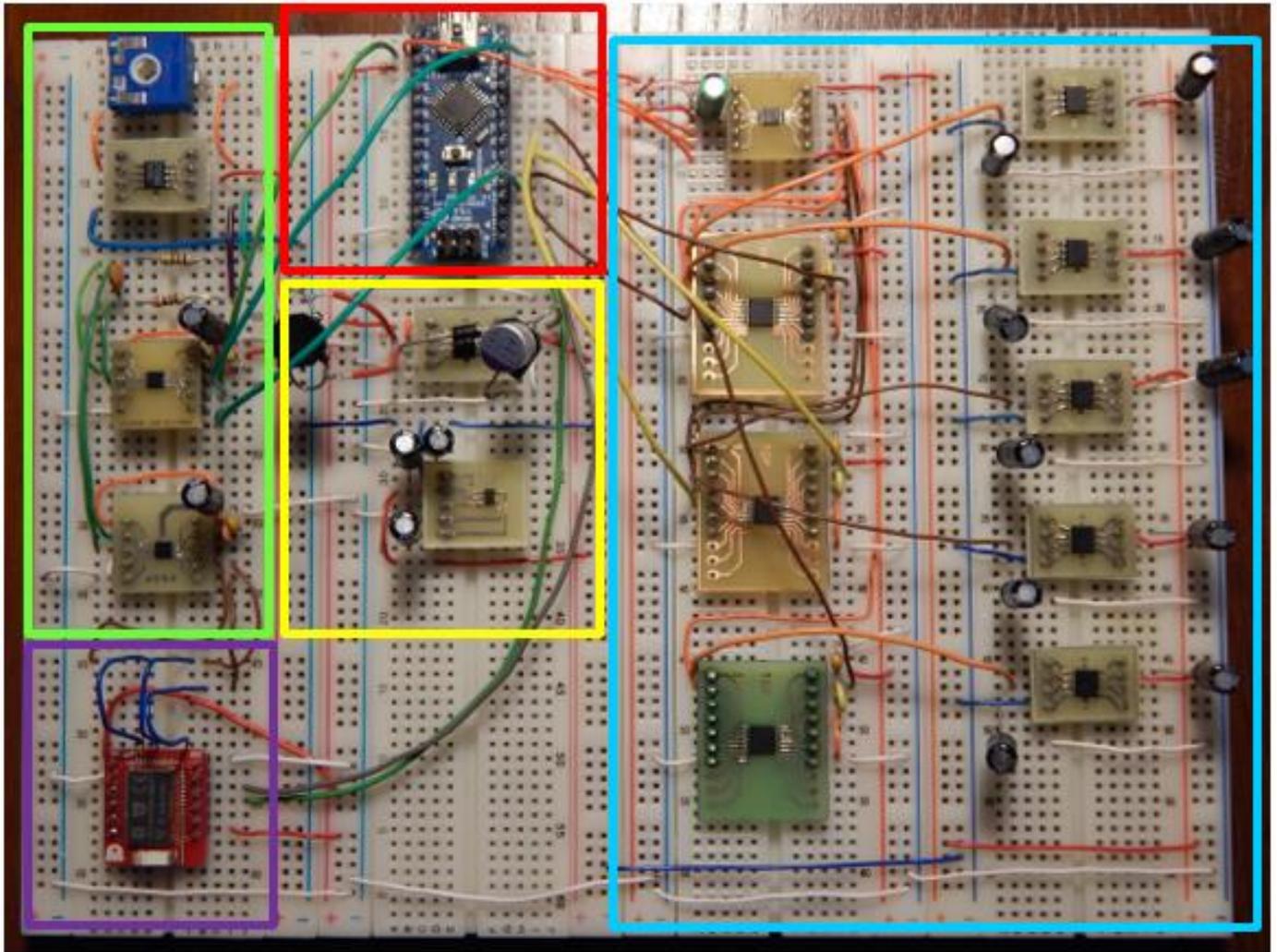


Figura 5.27: Montagem elétrica do sistema *pacemaker*

5.8. Desenho PCB da placa de teste

Inicialmente foi realizada uma primeira placa PCB (*Printed Circuit Board*) de teste de um circuito inicial, muito semelhante ao circuito apresentado neste capítulo, com as seguintes diferenças:

- só continha um único conversor analógico digital ADC141S626;
- não tinha um potenciômetro digital para regular o ganho do sinal para cada paciente;
- o elevador de tensão no subsistema de alimentação possuía o integrado errado não executando a função desejada;
- não continha a pilha indicada sendo que o sistema era alimentado por uma fonte de alimentação externa;

- as ligações das entradas do integrado ADC1415626 estavam erradas pois estavam com uma configuração de modo unipolar o que levava à rejeição da conversão de valores negativos.

Na figura 5.28 é apresentado o desenho PCB da primeira placa de teste. Esta placa foi desenhada com o auxílio do software AUTODESK EAGLE versão 8.5.0 e contém duas camadas. Os componentes elétricos e as ligações a vermelho correspondem à parte superior da placa de teste enquanto que a azul estão representados os componentes e as ligações elétricas da parte inferior do PCB.

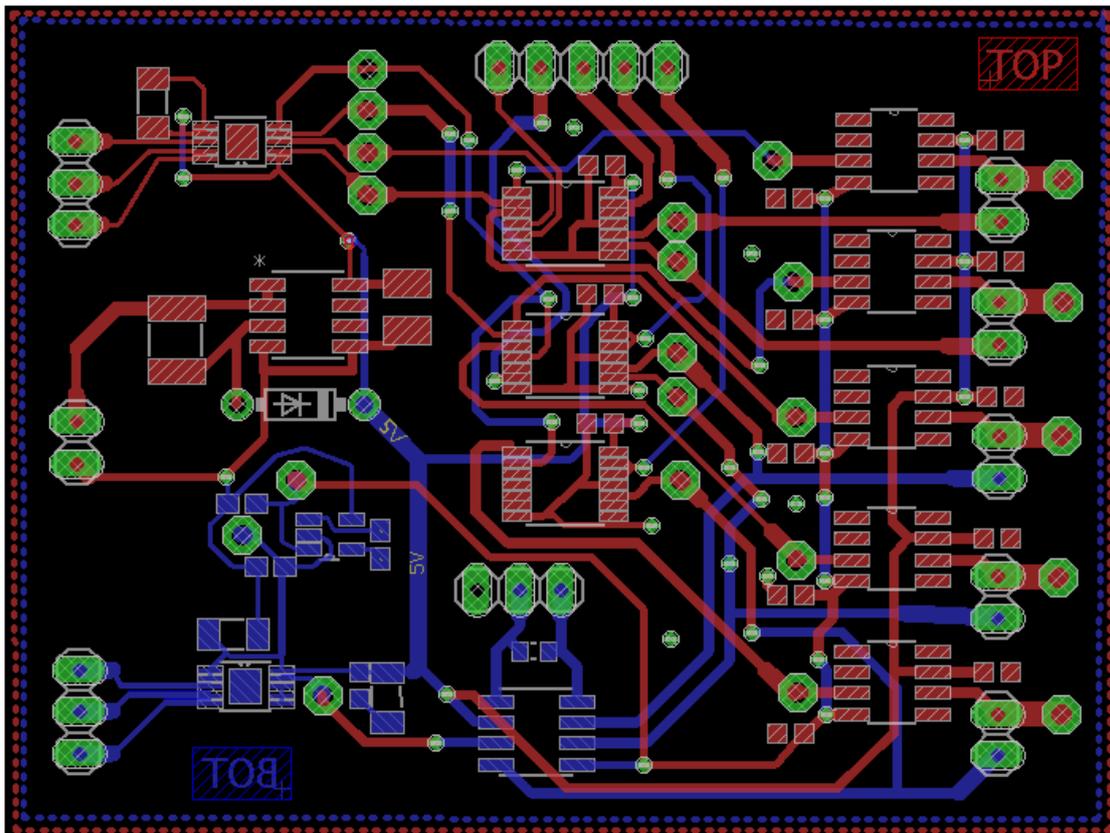


Figura 5.28: Desenho PCB da primeira placa de teste

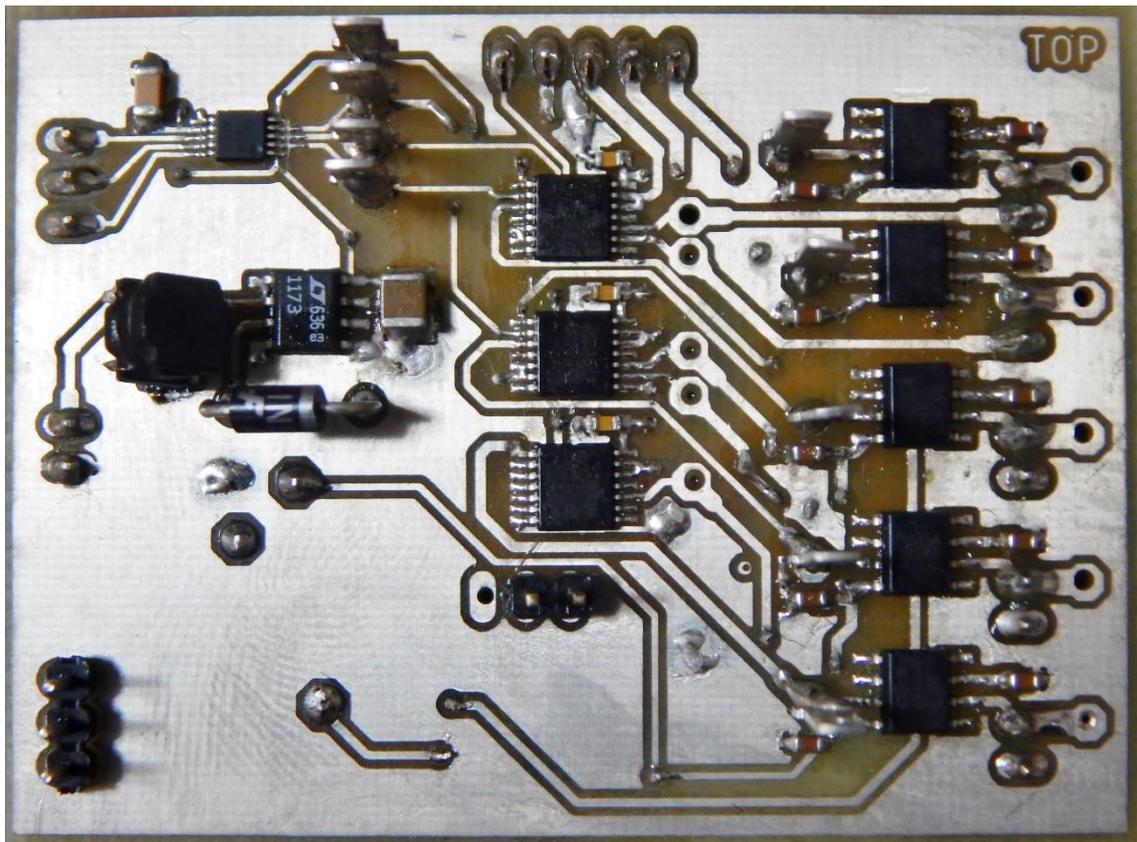


Figura 5.29: Fotografia da parte superior da placa PCB desenvolvida

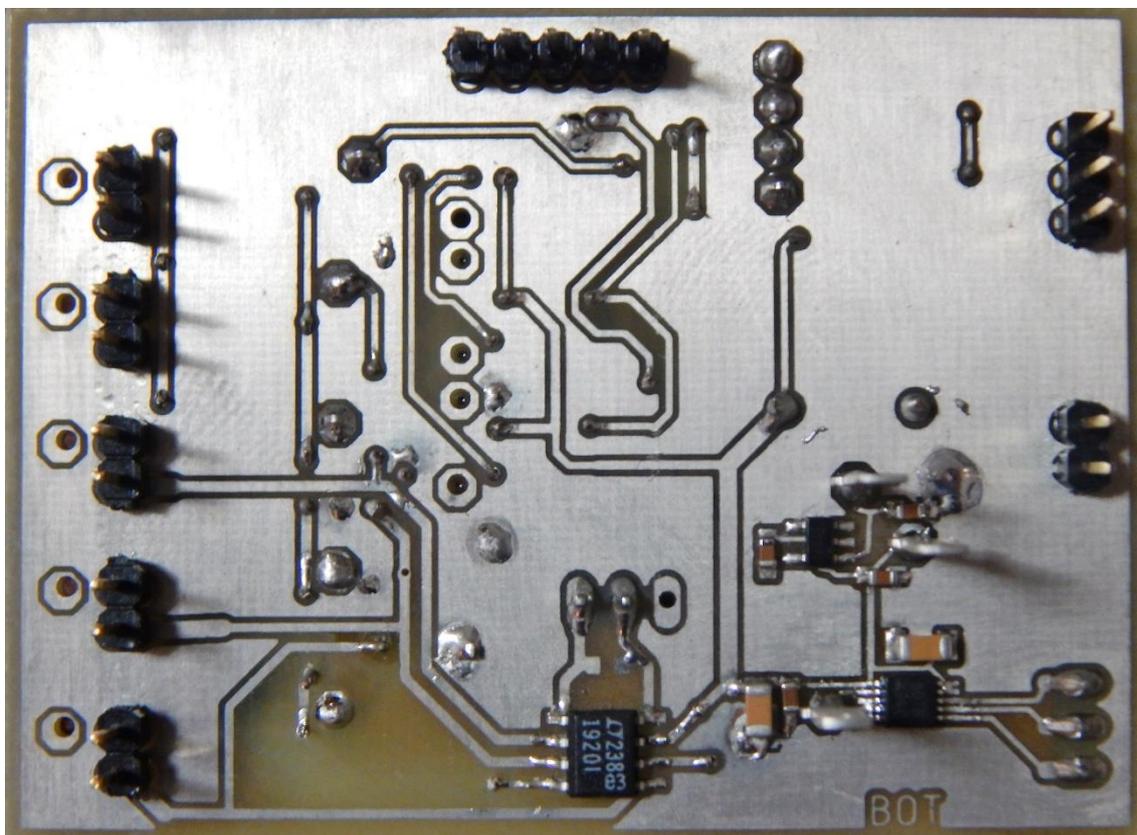


Figura 5.30: Fotografia da parte inferior da placa PCB desenvolvida

Capítulo 6

Componente de *Software* do Sistema

Neste capítulo é apresentada a programação dos módulos de controlo e de *bluetooth* com os diferentes componentes elétricos.

6.1. Programação do Módulo de Controlo

O microcontrolador Atmega328P, como já foi referido, controla o subsistema de estimulação enviando sinais elétricos de forma sequencial, analisa os dados recebidos do subsistema de leitura, controla o ganho da amplificação de sinal e recebe as ordens indicadas por um utilizador externo através do módulo de *bluetooth*. Este controla três componentes elétricos: um conversor digital analógico, um potenciómetro e um conversor analógico digital. Na programação do módulo de controlo é utilizada a linguagem de programação C e é realizada no software Arduino IDE.

6.1.1. Programação do Controlo do DAC104S085

O Atmega328P envia para o conversor digital analógico DAC104S085 dois bytes de dados que contêm os valores da porta de saída que se pretende seleccionar (definida na variável *o*, com os valores A=0, B=1, C=2, D=3), o modo de operação (definido na variável *m*, com valores de 0 a 3) e a tensão a aplicar (definida na variável *v*). Estes dados são definidos pelo utilizador no início do programa e são enviados como parâmetros para a função *DAC*.

A função *DAC* tem por objetivo a conversão de decimal para binário dos dados indicados, a sua organização em dois grupos de um byte e o envio por comunicação SPI para o componente eléctrico.

Acompanhando o código da função *DAC*, na figura 6.1, a tensão indicada pelo utilizador (aqui definida como *vo*) é convertida para uma tensão digital (variável *digital_v*) em função da resolução máxima do conversor. Como o número máximo de bits para o valor da tensão é de dez logo, se a tensão digital calculada corresponder a 1024 (valor definido na variável *digital_v_max*) então será igual a 1023 pois, o valor digital máximo em binário contem onze bits (linhas 33 e 34).

Como os valores são enviados em decimal é necessário converte-los para binário. Para isso foi criada uma função designada por *decToBin* (linhas 24 a 29). Esta função recebe como parâmetros o valor em decimal, um apontador para o vetor no qual queremos armazenar o resultado e o seu tamanho (linhas 37 a 39).

No fim da conversão dos dados, estes são organizados em dois vetores de um byte, ou seja, os valores são concatenados para os vetores *high* e *low* onde cada um deles corresponde aos bits mais significativos e aos bits menos significativos (linhas 42 a 52).

```

24 void decToBin(int n, int *buf, int buf_size) {
25     for( int i = buf_size - 1; i >= 0; i--) {
26         buf[i] = n % 2;
27         n = n / 2;
28     }
29 }
30
31 void DAC(int s_output, int op_mode, float vo) {
32
33     float digital_v = (digital_v_max * vo) / vref;
34     if( round(digital_v) == digital_v_max ) digital_v = 1023;
35
36     // Conversão de decimal para binário
37     decToBin(s_output, s_out, S_OUT_SIZE);
38     decToBin(op_mode, mode, MODE_SIZE);
39     decToBin(round(digital_v), v_out, V_OUT_SIZE);
40
41     // Concatenação
42     for(int i = 0; i < S_OUT_SIZE; i++) // [0] [1]
43         high[i] = s_out[i];
44
45     for(int i = S_OUT_SIZE; i < ( MODE_SIZE + S_OUT_SIZE ); i++) // [2] [3]
46         high[i] = mode[i - S_OUT_SIZE];
47
48     for(int i = ( MODE_SIZE + S_OUT_SIZE ); i < SIZE_BUF; i++) // [4] [5] [6] [7]
49         high[i] = v_out[i - (MODE_SIZE + S_OUT_SIZE)];
50
51     for(int i = 0; i < ( V_OUT_SIZE - ( MODE_SIZE + S_OUT_SIZE ) ); i++) // Começa na posição [4] do v_out
52         low[i] = v_out[( MODE_SIZE + S_OUT_SIZE ) + i];

```

Figura 6.1: Programação do conversor digital analógico - Funções *decToBin* e *DAC*

A biblioteca utilizada para a comunicação SPI fornece a função *spi_transmit_sync* que permite o envio de um byte para o dispositivo escravo. Como esta função só funciona corretamente se os seus parâmetros corresponderem a um vetor de tamanho um logo, antes de se proceder à transmissão de dados, é realizada uma concatenação dos dados presentes nos

vetores *high* e *low* para os vetores *high_byte* e *low_byte* de modo a que os dados estejam todos contidos de forma ordenada na posição zero (linhas 55 a 58).

Por fim, o pino de seleção do escravo (pino digital PB2 do microcontrolador) é colocado a zero e os dois bytes são transmitidos para o conversor digital analógico. Quando a transmissão termina, o pino de seleção é colocado a 1 (linhas 61 a 64).

```
55     for (int i = 0; i < 8; i++)
56         high_byte[0] = high_byte[0] | ( high[i] << (7-i) );
57     for (int i = 0; i < 8; i++)
58         low_byte[0] = low_byte[0] | ( low[i] << (7-i) );
59
60
61     DDRB |= (0 << DDB2);           // Slave Select LOW; PB2
62     spi_transmit_sync (high_byte, 1);
63     spi_transmit_sync (low_byte, 1);
64     DDRB |= (1 << DDB2);           // Slave Select HIGH; PB2
65 }
66
67 void loop() {
68     DAC(o, m, v);
69 }
```

Figura 6.2: Programação do conversor digital analógico - Continuação da função *DAC*

Na figura 6.3 são apresentadas as inicializações das variáveis e dos vetores utilizados no programa como também a invocação das bibliotecas necessárias para o seu funcionamento.

O valor da tensão de referência *vref* foi medido diretamente no circuito elétrico com o auxílio de um multímetro de modo a obter uma maior precisão no cálculo da tensão a enviar para o conversor (linha 18).

Na biblioteca *spi.h* (biblioteca apresentada nos Anexos) já estão definidos os parâmetros para a comunicação SPI de acordo com as características do integrado. Na função *setup* é realizada a inicialização da comunicação SPI (linhas 20 a 22).

```

3  #include <spi.h>
4  #include <math.h>
5  #include <avr/io.h>
6  #include <avr/interrupt.h>
7
8  #define V_OUT_SIZE 10
9  #define S_OUT_SIZE 2
10 #define MODE_SIZE 2
11 #define SIZE_BUF 8
12
13 uint8_t h[SIZE_BUF]={0}, l[SIZE_BUF]={0};
14 uint8_t high[SIZE_BUF]={0}, low[SIZE_BUF]={0}, high_byte[1]={0}, low_byte[1]={0};
15 int s_out[S_OUT_SIZE]={0}, mode[MODE_SIZE]={0}, v_out[V_OUT_SIZE]={0};
16
17 int o = 0, m = 1, digital_v_max = 1024;
18 float vref = 4.95, v = 4.0;
19
20 void setup(){
21     spi_init();
22 }

```

Figura 6.3: Programação do conversor digital analógico - Bibliotecas usadas, inicializações das variáveis e vetores necessários e, função *setup*

6.1.2. Programação do Controlo do Conversor Analógico Digital

O conversor analógico digital ADC141S626 à medida que realiza a conversão dos valores lidos, ele envia de forma contínua, por comunicação SPI, para o microcontrolador. Assim é possível realizar uma análise contínua dos dados recolhidos para se enviar uma resposta de modo mais rápido ao subsistema de estimulação em caso de alguma anomalia.

A programação da comunicação entre o conversor ADC com o microcontrolador é apresentada na figura 6.4, nas linhas 36 e 39, iniciando a comunicação SPI (linha 12).

```

3  #include <spi.h>
4  #include <math.h>
5  #include <avr/io.h>
6  #include <avr/interrupt.h>
7
8
9  float vref = 4.95, v_out;
10
11 void setup(){
12     spi_init();
13     Serial.begin(9600);
14 }
15
16
17 float two_complement_to_voltage(uint16_t adc_data){
18     float voltage = 0;
19     uint16_t aux = 0;
20     aux = (adc_data >> 13); |
21
22     if (aux == 1) {
23         aux = adc_data & 0x1FFF;
24         aux = 0x1FFF - aux;
25         voltage = - ( (float(aux)) / 8192) * vref;
26     }
27     else if (aux == 0) voltage = ( (float(adc_data)) / 8191 ) * vref;
28     return voltage;
29 }
30
31
32 void loop() {
33     uint16_t adc_bytes;
34     uint8_t first_byte, second_byte;
35
36     DDRB |= (0 << DDB2);
37     first_byte = spi_fast_shift(0);
38     second_byte = spi_fast_shift(0);
39     DDRB |= (1 << DDB2);
40
41     adc_bytes = (first_byte << 8) | (second_byte);
42     v_out = two_complement_to_voltage(adc_bytes);
43     Serial.println(v_out, 4);
44     Serial.println("\n");
45 }

```

Figura 6.4: Programação da comunicação entre o microcontrolador e o ADC141S626 e, verificação da conversão realizada a partir da função *two_complement_to_voltage*

Para o microcontrolador verificar se os dados recebidos da conversão do integrado estão corretos, foi criada uma função chamada de *two_complement_to_voltage* que, tem por objetivo converter os dados em binário para um número decimal. O resultado da conversão corresponde ao valor da queda de tensão na entrada do conversor analógico digital.

O microcontrolador recebe dois bytes, *first_byte* e *second_byte*, e armazena na variável *adc_bytes* realizando a concatenação dos dois bytes para uma única variável de 16 bits (linha 41). Essa variável é enviada como parâmetro para a função *two_complement_to_voltage*.

Em primeiro lugar, tendo em conta que o valor se encontra representado em complemento para dois, armazena-se o bit de sinal na variável auxiliar *aux* fazendo um *shift* dos bits para a direita, sabendo que os dados são compostos por catorze bits (os dois primeiros são nulos). Se a variável *aux* for nula então o valor da tensão lido é positivo (linha 27), caso contrário, se for igual a um então é negativo (linha 22). Depois de analisado o bit de sinal, elimina-se esse mesmo bit colocando-o a zero para se converter o valor binário para decimal com o auxílio da função *float*. No caso do bit de sinal for negativo é realizada uma inversão de todos os bits (linha 24). Tendo em conta o valor máximo digital positivo (8191) e negativo (8192) calcula-se o valor da queda de tensão (variável *voltage*) que é retornado pela função e armazenado na variável *v_out*.

Com o auxílio do monitor série do *software* Arduino IDE é possível visualizar os valores resultantes da conversão analógica digital e verificar se correspondem realmente ao valor da queda de tensão presente na entrada do integrado.

6.2. Programação do Módulo de *Bluetooth*

Para se realizar uma conexão via *bluetooth* de baixo consumo entre dois dispositivos, é necessário ter uma noção da pilha protocolar deste tipo de comunicação como da sua estrutura hierárquica e também de alguns conceitos importantes.

A programação do módulo de *bluetooth* é realizada no Arduino IDE utilizando as funções disponibilizadas por este *software*.

6.2.1. Pilha do Protocolo de *Bluetooth*

A pilha do protocolo do BLE, apresentada na figura 6.5, é constituída por três camadas: *Application*, *Host* e *Controller*.

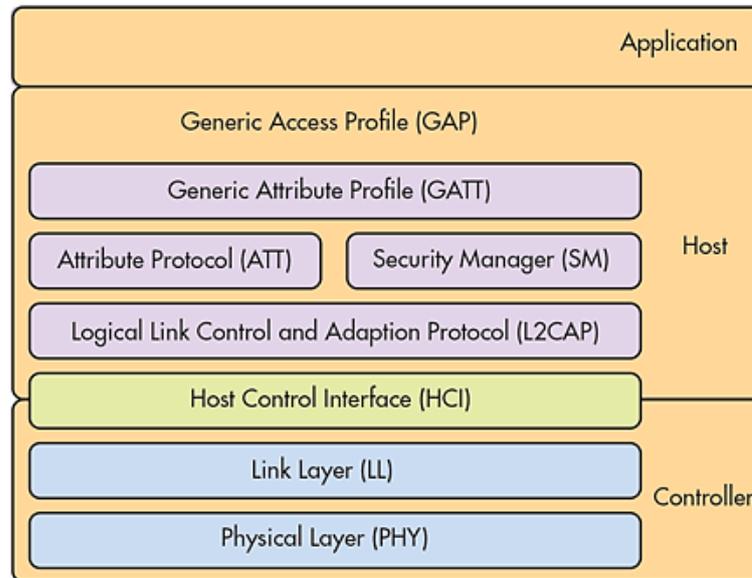


Figura 6.5: Pilha do protocolo de comunicação de *bluetooth*

A camada superior *Application* é responsável por conter a lógica, a interface do utilizador e o tratamento de dados que a aplicação implementa.

Relativamente à camada intermédia, o *Host* é composto pelas seguintes camadas:

- **GAP (*Generic Access Profile*):** esta camada controla as conexões e a publicidade no *bluetooth*, ou seja, é a camada que torna o dispositivo visível e determina como dois dispositivos podem interagir, ou não, um com o outro;
- **GATT (*Generic Attribute Profile*):** esta camada define como os dados são organizados e trocados entre diferentes dispositivos;
- **ATT (*Attribute Protocol*):** consiste num protocolo cliente/servidor baseado em atributos apresentados por um dispositivo. As operações realizadas por esta camada são: resolução de erros, configuração do servidor, operações de leitura e de armazenamento, entre outras;
- **SM (*Security Manager*):** camada responsável pelo emparelhamento de dispositivos, autenticação e criptografia;
- **L2CAP (*Logic Link Control and Adaption Protocol*):** esta camada tem várias funções como a multiplexação entre diferentes protocolos de camada superior permitindo a partilha de ligações de camadas inferiores, segmentação e recombinação de modo a permitir a transferência de pacotes maiores e a gestão de qualidade de serviço para camadas superiores.
- **HCI (*Host Control Interface*):** esta camada permite a interface entre as camadas *Host* e *Controller*.

A camada *Controller* é composta por três camadas: a camada *HCI* já apresentada, a camada *Physical Layer* que contém o circuito de comunicações analógicas usado para modular e desmodular sinais analógicos e transformá-los em sinais digitais e, a camada *Link Layer* que interage diretamente com a camada anterior.

6.2.2. *Generic Attribute Profile (GATT)*

Como já foi referido, a camada *GATT* é utilizada pela aplicação para a comunicação de dados entre dois dispositivos. Numa conexão *BLE* temos sempre dois dispositivos diferenciados da seguinte forma:

- Dispositivo Central - dispositivo móvel, conhecido como cliente *GATT*, que lê, solicita e usa os dados fornecidos pelo servidor *GATT*;
- Dispositivo Periférico - dispositivo que transmite os dados, conhecido como servidor *GATT*, que contém o banco de dados de características que é lido ou armazenado pelo cliente *GATT*.

De notar que numa comunicação via *wireless*, o dispositivo periférico só consegue estar conectado a um único dispositivo central de cada vez.

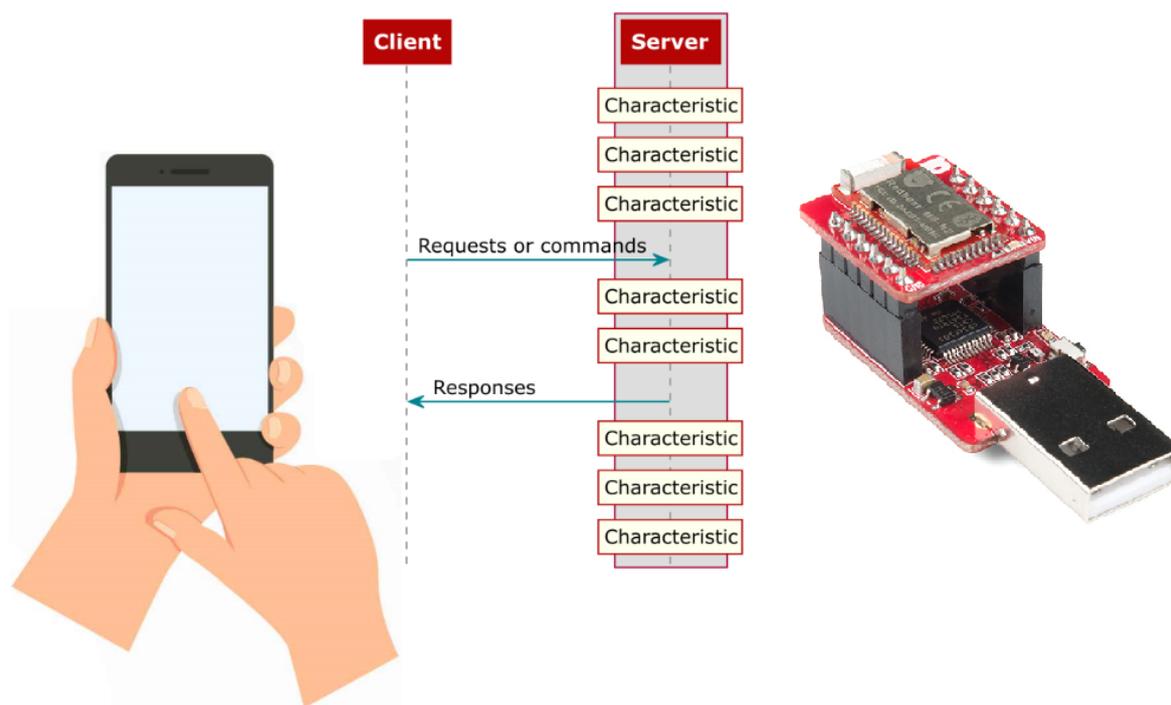


Figura 6.6: Conexão *BLE* entre dois dispositivos onde o dispositivo *BLE Nano 2* corresponde ao servidor *GATT* e o telemóvel o cliente *GATT*

O cliente GATT é quem inicia sempre a transmissão de dados. Quando é estabelecida uma conexão BLE, o servidor GATT sugere um intervalo de conexão onde o cliente irá comunicar novamente, em cada um desses intervalos, para ver se existem dados novos disponíveis. Este processo está representado na figura 6.7.

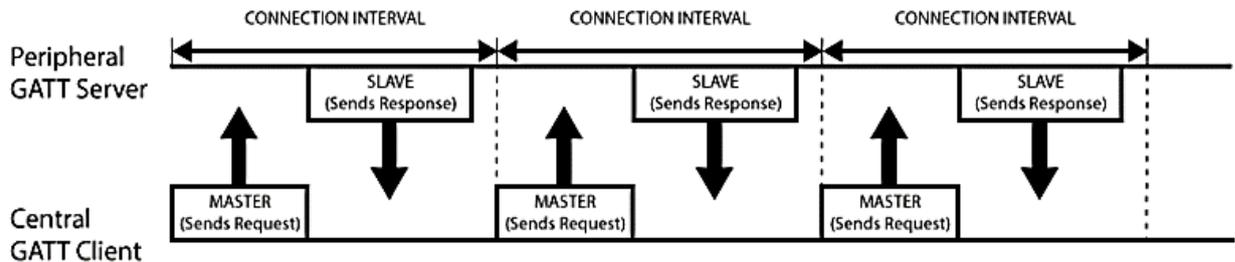


Figura 6.7: Transmissão de dados entre um cliente e um servidor GATT

A camada GATT apresenta um modelo hierárquico de dados composto pelos seguintes objetos: perfis, serviços, características e descritores. Na figura 6.8 podemos observar o modelo da camada GATT.

Os perfis correspondem a um conjunto pré-definido de serviços.

Os serviços têm a utilidade de dividir os dados em entidades lógicas. Estes contêm partes específicas de dados designadas por características. Um serviço pode ser composto por uma ou mais características e, cada serviço é diferenciado através de um identificador ID numérico exclusivo designado por UUID (*Universal Unique ID*).

As características definem os dados divididos em tipo de dados e valor. Elas também definem o modo como querem obter um valor, ou seja, se é para ler, escrever, notificar ou indicar algo. Do mesmo modo que os serviços, cada característica contém um UUID.

Por fim, os descritores são um atributo opcional contidos numa característica que descrevem um valor específico.

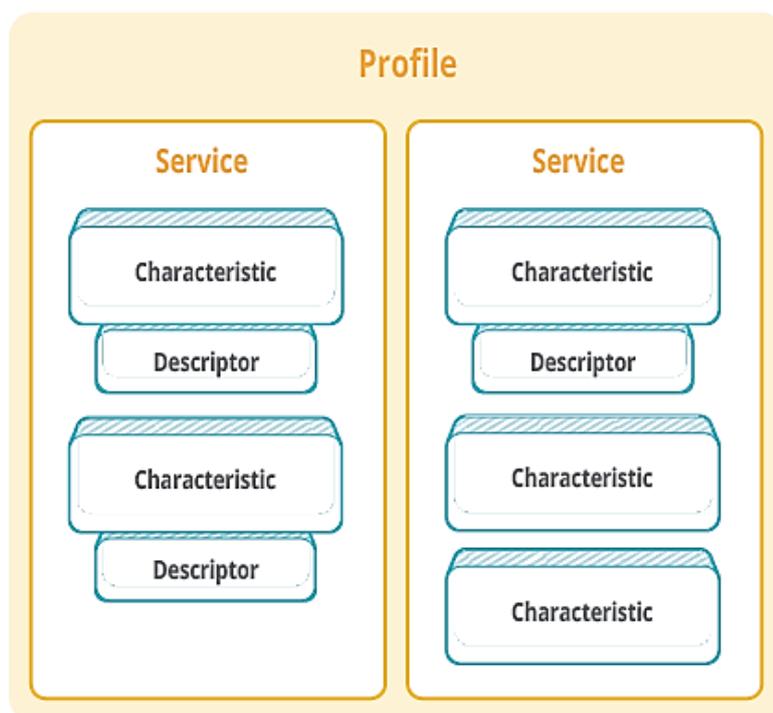


Figura 6.8: Modelo hierárquico dos objetos da camada GATT

6.2.3. Programação da Comunicação *Bluetooth*

De modo a compreender o funcionamento da comunicação *bluetooth* foi realizado um programa de teste onde é criado um serviço GATT com duas características. O dispositivo central utilizado foi um telemóvel a partir da aplicação *nRF Connect* fornecida pela *Nordic Semiconductor*.

Para a programação do módulo de *bluetooth* é utilizada a biblioteca `nRF5x_BLE_API.h` que se pode encontrar no site www.github.com/redbear/nRF5x.

Acompanhando a figura 6.9, em primeiro lugar são feitas diversas declarações como a definição do nome do dispositivo periférico (linha 3), um objeto BLE (linha 5), os UUIDs do serviço e das duas características, uma para a leitura e outra para a escrita (linhas 7 a 9) e, por último, um UUID personalizado reservado para o desenvolvimento (linha 11).

Em seguida são feitas as configurações das duas características. Inicialmente são criados dois vetores, um para armazenar as leituras realizadas e outro para a escrita de dados (linhas 14 e 17). Depois são criadas as características *readChar* e *writeChar* onde o primeiro parâmetro corresponde ao UUID definido para cada uma delas, um apontador do vetor criado e o seu respetivo tamanho (linhas 15 e 18).

Na configuração do serviço *costumService* é necessário criar um vetor de características, o qual contém as referências das duas características configuradas (linha 21), que corresponde ao segundo parâmetro da configuração. O primeiro parâmetro da inicialização

do serviço é o UUID, definido no início do programa, e o segundo parâmetro corresponde ao número de características (linha 22). Após a correta configuração, o serviço é estabelecido.

```
1 #include <nRF5x_BLE_API.h>
2
3 #define DEVICE_NAME      "Nordic_teste"
4
5 BLE                      ble;
6
7 static uint16_t customServiceUUID = 0xA000;
8 static uint16_t readCharUUID      = 0xA001;
9 static uint16_t writeCharUUID     = 0xA002;
10
11 static const uint16_t uuid16_list[] = {0xFFF3};
12
13
14 static uint8_t readValue[10] = {0};
15 GattCharacteristic readChar(readCharUUID, (uint8_t *)readValue, sizeof(readValue));
16
17 static uint8_t writeValue[10] = {0};
18 GattCharacteristic writeChar(writeCharUUID, (uint8_t *)writeValue, sizeof(writeValue));
19
20
21 GattCharacteristic *characteristics[] = {&readChar, &writeChar};
22 GattService customService(customServiceUUID, characteristics, sizeof(characteristics) / sizeof(GattCharacteristic*));
```

Figura 6.9: Programação da comunicação *bluetooth*

No caso da ocorrência de uma desconexão, a função *disconnectionCallback* reinicia de imediato a comunicação para que o cliente GATT possa localizar o servidor GATT e voltar a comunicar com ele (linhas 25 a 29 da figura 6.10).

Na função *setup* é inicializada a comunicação *bluetooth* e são configurados os parâmetros da publicação da comunicação. Em primeiro lugar é indicado que se trata de um dispositivo BLE (linha 38) com um tipo de publicação conectável e não direcionado (linha 39). De seguida é indicado o nome do dispositivo periférico e é transmitido a lista dos UUIDs (linhas 40 e 41).

Na linha 42 é definido qual o intervalo de publicação. O tamanho do intervalo padrão é de 100ms e como o valor tem de ser múltiplo de 0.625 ms então o valor a enviar corresponde a $100\text{ ms} / 0.625\text{ ms} = 160$ (linha 42).

Por fim, adiciona-se o serviço e inicia-se a divulgação da conexão ao dispositivo *bluetooth* (linhas 43 e 44). A função *loop* fica à espera de eventos de interrupção (linha 48).

```

25 void disconnectionCallBack(const Gap::DisconnectionCallbackParams_t *params) {
26     Serial.println("Disconnected!");
27     Serial.println("Restarting the advertising process");
28     ble.startAdvertising();
29 }
30
31 void setup() {
32     Serial.begin(9600);
33     Serial.println("Nordic_teste ");
34
35     ble.init();
36     ble.onDisconnection(disconnectionCallBack);
37
38     ble.accumulateAdvertisingPayload(GapAdvertisingData::BREDR_NOT_SUPPORTED | GapAdvertisingData::LE_GENERAL_DISCOVERABLE);
39     ble.setAdvertisingType(GapAdvertisingParams::ADV_CONNECTABLE_UNDIRECTED);
40     ble.accumulateAdvertisingPayload(GapAdvertisingData::COMPLETE_LOCAL_NAME, (uint8_t *)DEVICE_NAME, sizeof(DEVICE_NAME));
41     ble.accumulateAdvertisingPayload(GapAdvertisingData::COMPLETE_LIST_16BIT_SERVICE_IDS, (uint8_t*)uuid16_list, sizeof(uuid16_list));
42     ble.setAdvertisingInterval(160);
43     ble.addService(costumService);
44     ble.startAdvertising();
45 }
46
47 void loop() {
48     ble.waitForEvent();
49 }

```

Figura 6.10: Continuação da programação da comunicação *bluetooth*

Depois de enviado o programa para o dispositivo de *bluetooth*, na figura 6.11 na imagem A, podemos ver que o dispositivo móvel consegue detetar o BLE Nano 2. Selecionando *connect* podemos ver o tipo de dispositivo, o tipo de publicação, as *flags*, o nome do dispositivo e o UUID de desenvolvimento que foi definido (imagem B). Na imagem C podemos ver que o serviço que foi criado encontra-se visível.

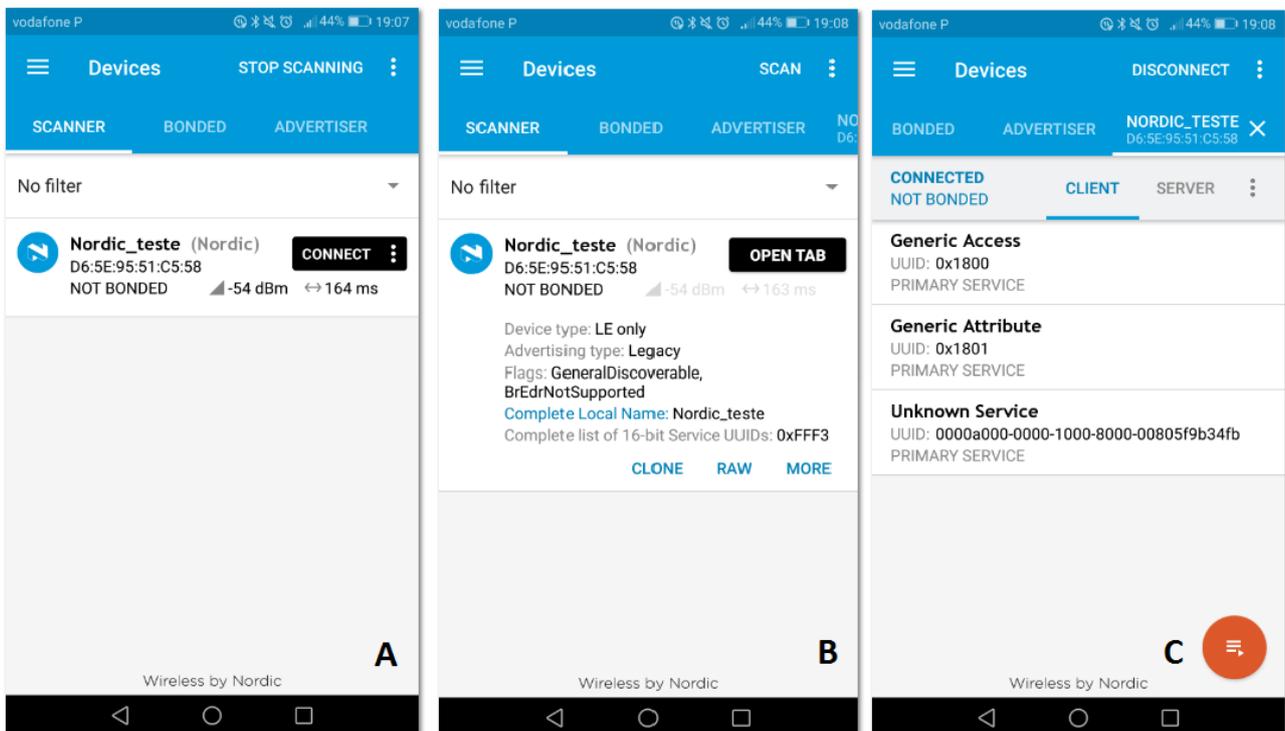


Figura 6.11: Aplicação nRF Connect da Nordic Semiconductor

6.2.4. Programação do Controlo do ADC141S626

O dispositivo BLE Nano 2 recebe as leituras da pulsação cardíaca por transmissão SPI do conversor analógico digital. Para a programação da comunicação entre mestre e escravo foi utilizada a biblioteca `SPI_Master.h` (biblioteca apresentada nos Anexos).

Na figura 6.12, na função `setup` são definidas as entradas e as saídas do dispositivo de *bluetooth* dos pinos de conexão SPI (linhas 3 a 9). O pino D2 do BLE corresponde ao *slave select* e está conectado ao conversor analógico digital. O pino D5 é uma saída digital com a mesma função do D2 mas este está ligado ao Atmega328P. Neste caso, o microcontrolador é um escravo e serve só para realizar testes de verificação da conversão analógica digital, ou seja, se a conversão está a ser feita de modo correto ou não. Antes de se realizar a comunicação SPI são definidos os parâmetros de funcionamento (linhas 15 a 17).

Em primeiro lugar, o BLE recebe os dados enviados pelo ADC141S626 desativando o pino D2 para permitir a comunicação. As variáveis `first_byte` e `second_byte` correspondem respetivamente aos bits mais significativos e aos bits menos significativos. De seguida, o pino D2 volta a ser ativado (linhas 23 a 26).

Para ser possível a verificação da conversão analógica digital, o BLE reenvia os dados recebidos para o microcontrolador desativando o pino D5. Depois de terminada a transmissão dos dados, ele volta a ativá-lo (linhas 29 a 32).

```

1  #include <SPI_Master.h>
2
3  void setup() {
4      pinMode(D1, OUTPUT); // MOSI
5      pinMode(D2, OUTPUT); // SS
6      pinMode(D3, OUTPUT); // SCK
7      pinMode(D0, INPUT);  // MISO
8      pinMode(D5, OUTPUT);
9  }
10
11 void loop() {
12     uint8_t first_byte, second_byte;
13
14     SPI_Master.begin(D3, D1, D0);
15     SPI_Master.setBitORDER(MSBFIRST);
16     SPI_Master.setSPIMode(SPI_MODE1);
17     SPI_Master.setFrequency(SPI_4M);    // fosc/4 = 4MHz
18
19     digitalWrite(D2, HIGH);
20     digitalWrite(D5, HIGH);
21
22     // Recebe os dados do ADC
23     digitalWrite(D2, LOW);
24     first_byte = SPI_Master.transfer(0x00);
25     second_byte = SPI_Master.transfer(0x00);
26     digitalWrite(D2, HIGH);
27
28
29     digitalWrite(D5, LOW);
30     SPI_Master.transfer(first_byte);
31     SPI_Master.transfer(second_byte);
32     digitalWrite(D5, HIGH);
33
34     SPI_Master.end();
35
36     delay(1000); // Espera 1s
37 }

```

Figura 6.12: Programação do conversor analógico digital no dispositivo de *bluetooth*

Os dois bytes recebidos pelo BLE Nano são reenviados para o microcontrolador Atmega328P onde será feita a verificação do resultado da conversão com o uso da função *two_complement_to_voltage* que já foi previamente descrita.

Neste caso foi utilizada a biblioteca SPI fornecida pelo *software* para estabelecer comunicação entre os dois módulos (figura 6.13).

```

18 uint16_t adc_bytes;
19 float v_out, vref = 4.95;
20
21 float two_complement_to_voltage(uint16_t adc_data){
22     float voltage = 0;
23     uint16_t aux = 0;
24     aux = (adc_data >> 13); // aux contém o bit de sinal
25
26     if (aux == 1) {
27         aux = adc_data & 0x1FFF; // eliminar o bit de sinal
28         aux = 0x1FFF - aux;
29         voltage = - ( (float)(aux) / 8192) * vref;
30     }
31     else if (aux == 0) voltage = ( (float)(adc_data) / 8191 ) * vref;
32     return voltage;
33 }
34
35 void loop(){
36     digitalWrite(SS, HIGH);
37
38     digitalWrite(SS, LOW);
39     adc_bytes = SPI.transfer16(0x00);
40     digitalWrite(SS, HIGH);
41
42     v_out = two_complement_to_voltage(adc_bytes);
43     Serial.println(v_out, 4);
44 }

```

Figura 6.13: Código de verificação dos valores da queda de tensão presentes na entrada do conversor analógico digital, realizado no microcontrolador Atmega328P

Capítulo 7

Simulações e Testes de Verificação

Neste capítulo são apresentadas várias simulações e testes de verificação de alguns componentes elétricos presentes no modelo elétrico do sistema *pacemaker*.

7.1. Simulação e Teste da Amplificação do Sinal Cardíaco

Para uma melhor compreensão da amplificação do sinal cardíaco, a partir do amplificador LT1920, foram realizados simulações e testes de verificação do funcionamento do integrado. Em primeiro lugar foram feitas várias simulações do seu funcionamento através da utilização do *software* Multisim. Depois, com o circuito elétrico montado numa *breadboard*, foi realizada uma análise do sinal de saída do amplificador com o auxílio de um osciloscópio.

7.1.1. Simulação do Amplificador LT1920

Na realização da simulação do amplificador LT1920 foram utilizados três sinais resultantes, cada um deles, do modelo elétrico da célula cardíaca que foi desenvolvido na primeira dissertação.

Na figura 7.1 é apresentado o circuito equivalente da célula cardíaca desenvolvido. Os três sinais produzidos por cada um destes circuitos representam os sinais vindos dos três eletrodos de leitura (EL3, EL4 e EL5). Este circuito é novamente utilizado pois, assim é possível ter na saída do amplificador um sinal mais próximo da realidade.

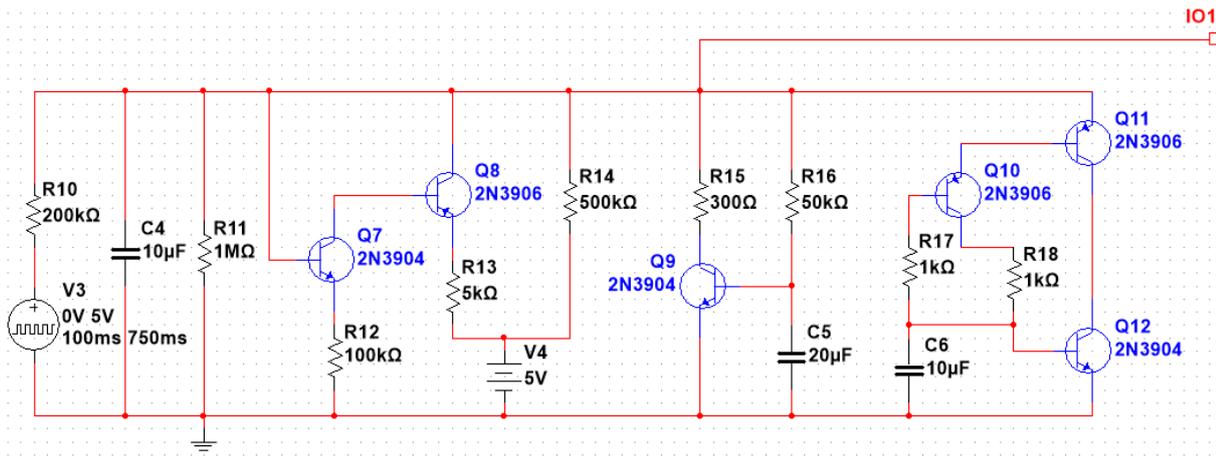


Figura 7.1: Circuito equivalente da célula cardíaca

O sinal produzido pelo modelo elétrico da célula cardíaca implementado, na simulação realizada no Multisim, pode ser observado na figura 7.2. Este sinal representa o potencial de ação que corresponde a uma inversão do potencial da membrana que percorre pela membrana de uma célula, neste caso, cardíaca.

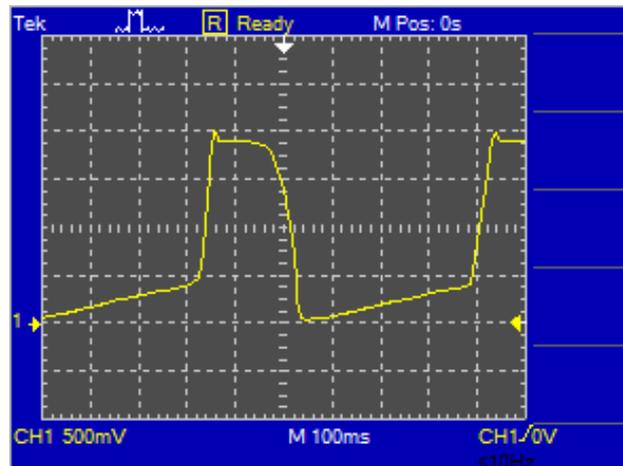


Figura 7.2: Sinal de saída do circuito da célula cardíaca

Na figura 7.3 é apresentado o circuito elétrico realizado para a simulação do amplificador de sinal LT1920. Nas entradas do amplificador são aplicados dois sinais elétricos (EL3 ligado a IN^- e EL4 ligado IN^+) e um sinal na sua referência (EL5), cada um deles resultantes do modelo elétrico da célula cardíaca, com amplitudes e atrasos diferentes.

Os potenciômetros aplicados na saída de cada um dos circuitos da célula cardíaca (blocos EL3, EL4 e EL5) servem para variar a amplitude do sinal. A frequência dos sinais é de $1/750ms = 1.33$ Hz.

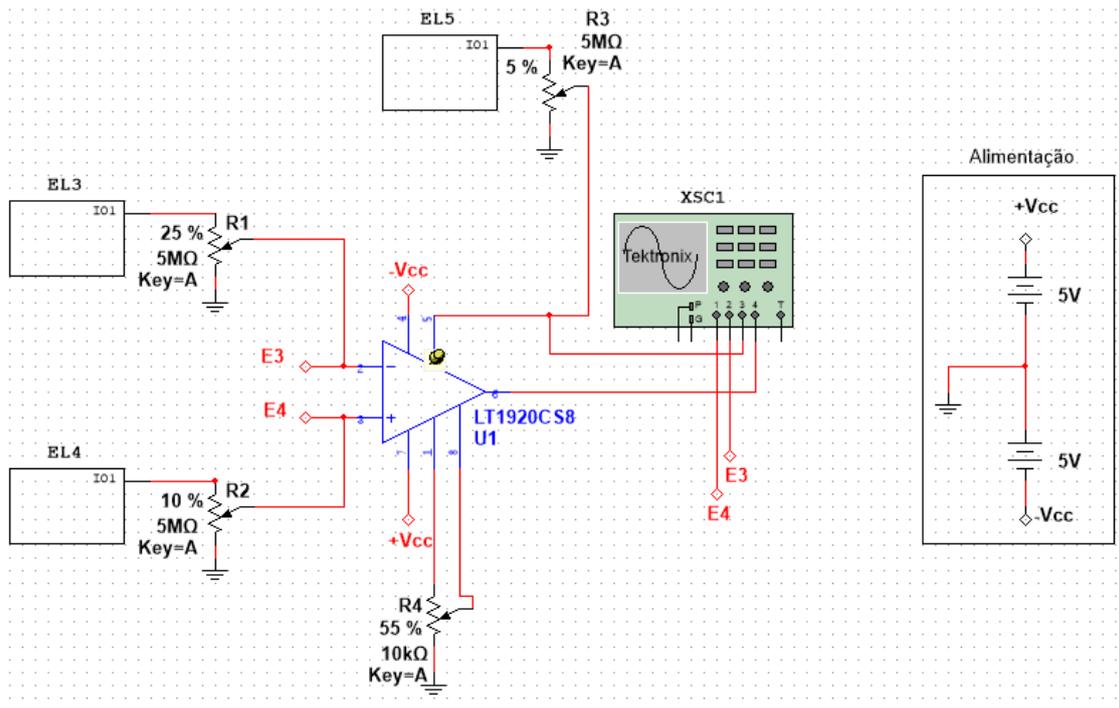


Figura 7.3: Circuito elétrico da amplificação dos impulsos cardíacos recebidos pelos três eletrodos de leitura

O sinal na entrada IN^- (EL3 representado a azul, no canal 2, da figura 7.4) tem uma amplitude de 480mV e não apresenta nenhum atraso no tempo. O sinal na entrada IN^+ (EL4 representado a amarelo, no canal 1, da figura 8.4) possui uma amplitude de 200mV e um atraso de 200ms. O ganho do amplificador de sinal é aproximadamente igual a $10 \frac{V}{V}$.

O sinal representado a verde, no canal 4 do osciloscópio, corresponde ao sinal de saída do amplificador. Este sinal está contido entre 4V e -4V o que significa que, como não ultrapassa as tensões máximas e mínimas do amplificador não ocorre saturação do sinal. Logo, o sinal é amplificado de forma correta.

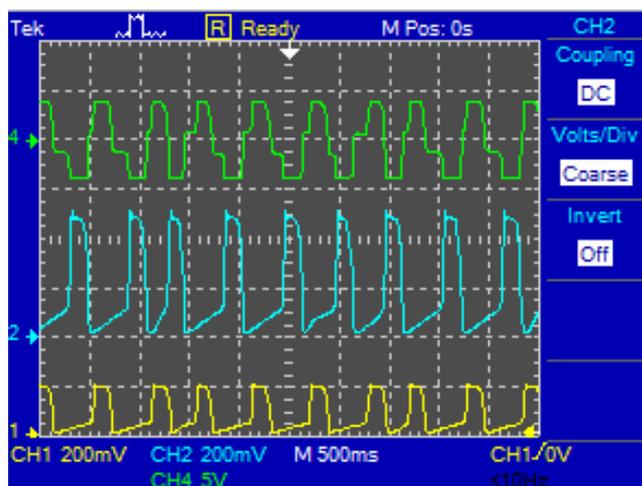


Figura 7.4: Representação dos sinais das entradas do amplificador (canal 1 e 2) e do sinal da saída (canal 4)

7.1.2. Teste de Verificação

Depois de realizadas as simulações necessárias no Multisim, o circuito elétrico do amplificador de sinal LT1920 foi montado numa *breadboard* para se testar o seu funcionamento.

As entradas IN^+ e IN^- foram ligadas a um gerador de sinais com uma onda sinusoidal com um frequência de 1.2 Hz e uma amplitude de 50mV (figura 7.5, canal 1 do osciloscópio). O cálculo do ganho foi realizado para uma tensão máxima de 3V o que corresponde a $G = 3000 \text{ mV} / 50 \text{ mV} = 60 \text{ V/V}$, ou seja, a resistência de ganho é de 837Ω .

Na figura 7.5 podemos observar que, no canal 1 do osciloscópio encontra-se o sinal introduzido no amplificador sendo que o sinal gerado apresentava algum ruído. No canal 2 está representado a amplificação do sinal de entrada contendo uma amplitude de 1.8V. Logo, o integrado LT1920 funciona corretamente.

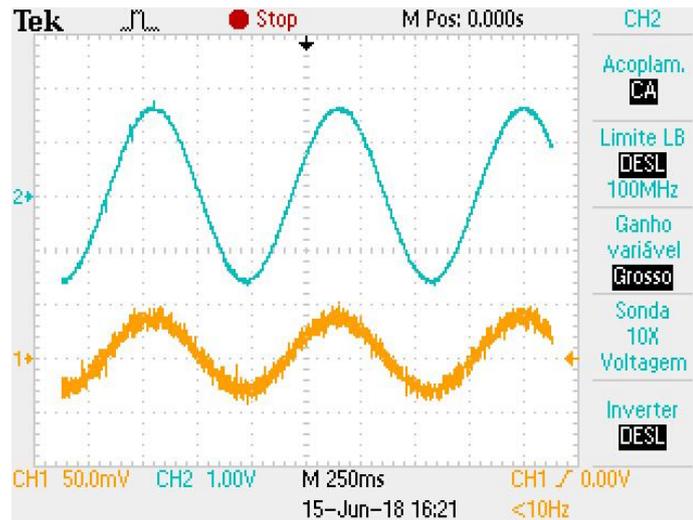


Figura 7.5: Imagem retirada de um osciloscópio onde o sinal do canal 1, a laranja, representa o sinal do gerador de sinais e o sinal do canal 2, a azul, representa o sinal amplificado

7.2. Teste de Verificação do Conversor ADC141S626

Tal como foi referido no Capítulo 6, na programação do conversor analógico digital foi criada uma função chamada *two_complement_to_voltage* a qual serve para verificar se os valores lidos pelo ADC141S626 correspondem corretamente aos valores colocados na sua entrada.

Na realização do teste de verificação do componente elétrico foi colocado na sua entrada valores de tensão constantes, como por exemplo, 3.3V, -5V e, com uma pilha de 1.5V invertida na entrada, -1.5V. Na figura 7.6 podemos ver os resultados para cada caso, apresentados no monitor série do *software* Arduino IDE.

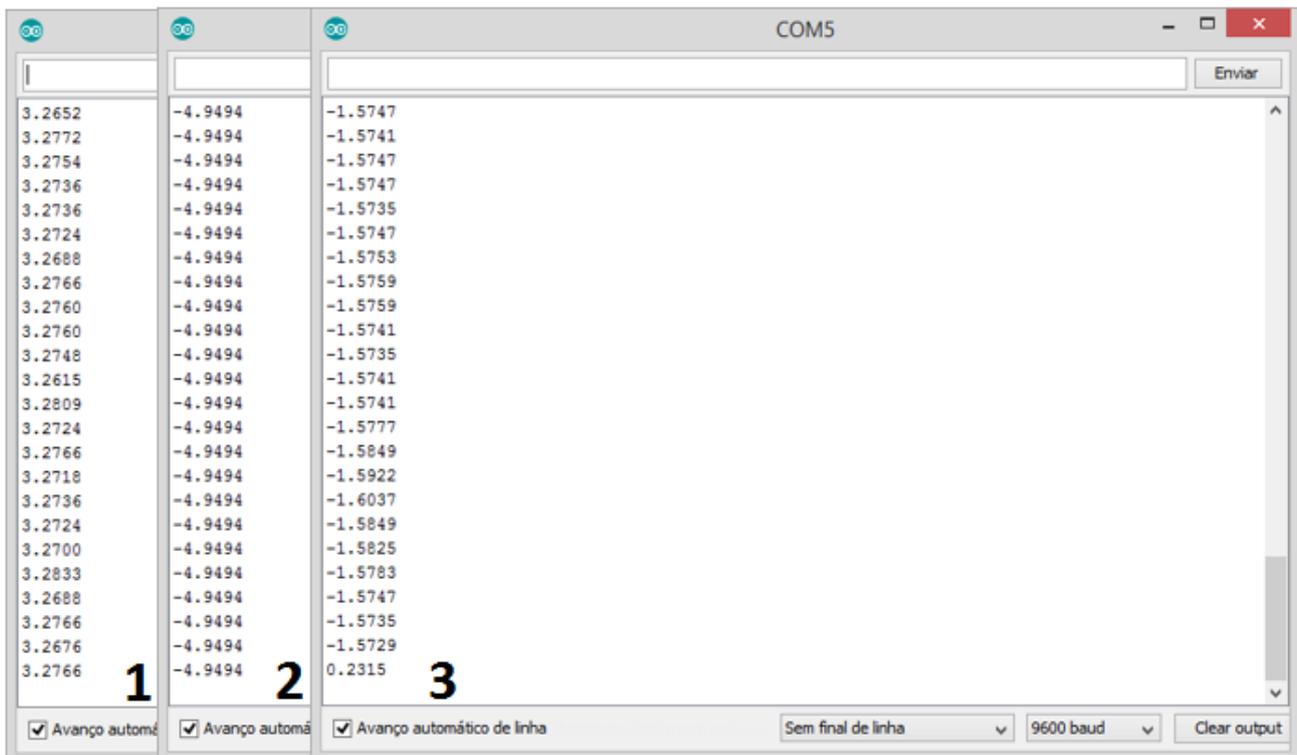


Figura 7.6: Apresentação da verificação dos valores lidos pelo conversor analógico digital ADC141S626 para o caso da leitura dos valores de 3.3V (1), -5V (2) e -1.5V(3)

7.3. Teste de Verificação do Conversor DAC104S085

Para se verificar se o conversor digital analógico DAC104S085 está a funcionar de forma correta utilizou-se um multímetro para medir a tensão aplicada nas saídas.

Na figura 7.7, na imagem A, podemos ver que a saída V_{OUTA} tem uma tensão de 2.50V pois, no programa foi definido que na saída V_{OUTA} do conversor fosse colocada uma tensão de 2.50V e nas restantes saídas com 0V. Na imagem B, o valor da tensão na saída V_{OUTA} , V_{OUTB} e V_{OUTD} mantiveram-se e na saída V_{OUTC} passou a ter uma tensão de 4.73V (imagem B) pois foi definido no programa que a saída V_{OUTC} apresentasse um valor de 4.75V. Logo, o conversor digital analógico DAC104S085 está a operar como é pretendido.

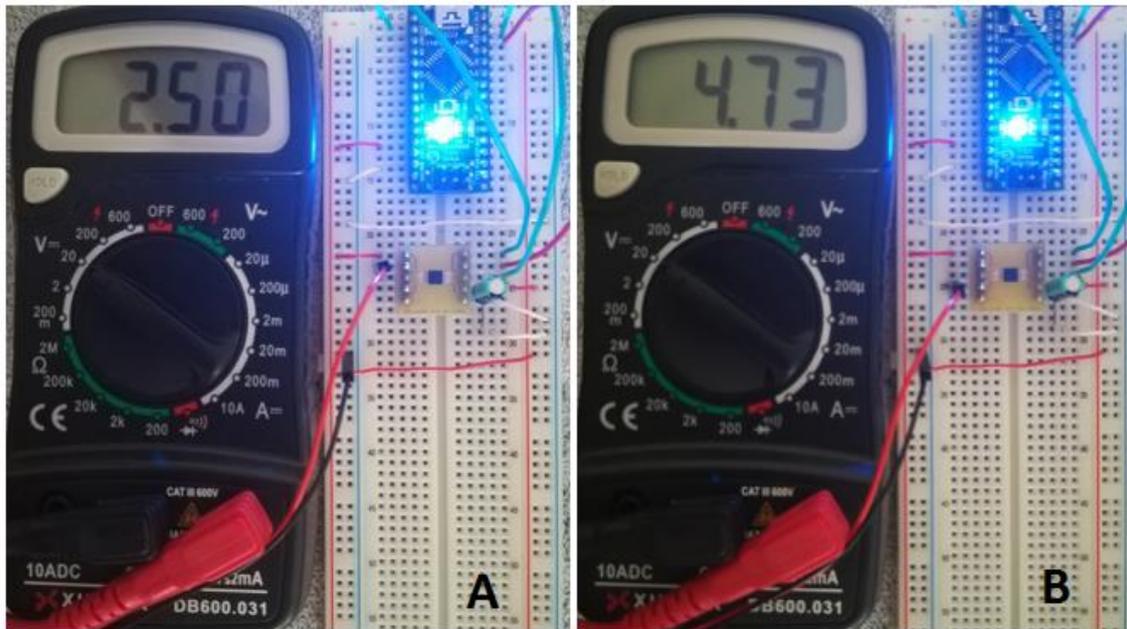


Figura 7.7: Imagem A corresponde ao caso em que só a saída V_{OUTA} é colocada a 2.5V e as restantes nulas; Imagem B corresponde ao caso em que a saída V_{OUTC} é colocada a 4.75V e as restantes com os valores anteriores

Capítulo 8

Conclusões

Hoje em dia já existem vários meios para o tratamento das diferentes doenças cardíacas mas estão sempre a tentar melhorar e a aperfeiçoar as tecnologias já desenvolvidas. A eletromedicina está em constante evolução.

Esta dissertação tem como objetivo o desenvolvimento de um segundo protótipo de um *pacemaker* multielérodos capaz de estimular diversas zonas do coração.

O novo protótipo desenvolvido passou por uma fase de miniaturização do circuito elétrico sofrendo uma redução de dezasseis pares de elérodos para cinco pares de elérodos. Cada para contém um eléetrodo de estimulação e um de leitura. Neste caso são usados somente três eléetrodos para a leitura.

No subsistema de estimulação foram acrescentados cinco *buffers* de modo a aumentar a corrente fornecida aos eléetrodos. Os *switches* utilizados são do tipo normalmente abertos para isolar a fonte de geração do sinal elétrico do coração.

No subsistema de leitura, o conversor analógico digital possui uma configuração diferencial para possibilitar a conversão da componente negativa e positiva dos impulsos cardíacos.

A principal novidade deste novo protótipo é o módulo de *bluetooth*. Este possibilita uma comunicação bidirecional entre o dispositivo *pacemaker* e um dispositivo externo permitindo assim um maior controlo do estado do paciente.

Durante o desenvolvimento do projeto foram detetados vários obstáculos. No início houve uma má gestão do tempo devido à não compreensão total do que foi proposto e à pouca informação fornecida e encontrada. A meio do desenvolvimento da dissertação houve uma alteração ao modo de armazenamento das leituras efetuadas que inicialmente estava pedido e projetado. Ocorreu também uma grande demora na entrega dos componentes encomendados, sendo que alguns ainda estão em falta. Não me foi permitido realizar testes da amplificação

do sinal lido num animal como foi proposto. Também não me foram fornecidos os elétrodos necessários para o protótipo.

Concluindo, os requisitos propostos foram parcialmente cumpridos não tendo sido atingido a sua totalidade devido aos atrasos de alguns componentes eletrónicos e alterações surgidas no decurso do projeto.

8.1. Trabalho Futuro

Como se trata de um projeto em contínuo desenvolvimento várias coisas poderão ser realizadas como:

- Miniaturização do circuito elétrico do sistema;
- Aumento do tempo de vida do protótipo diminuindo o consumo energético;
- Integração dos diferentes subsistemas desenvolvidos;
- Desenvolvimento dos pares de elétrodos;
- Adaptação do código desenvolvido para 16 pares de elétrodos para código em linguagem C com 5 pares de elétrodos;
- Capacidade de trabalho autónoma;
- Desenvolvimento de uma placa PCB e de uma cápsula para o protótipo;
- Implementação de uma interface, adequada ao sistema em questão, para um dispositivo móvel que permita a comunicação via wireless com o pacemaker;
- Teste e validação final.

Anexos

1. Protocolo de Comunicação SPI

A comunicação SPI (*Serial Peripheral Interface*) consiste num protocolo de comunicação série síncrona que permite a transferência de dados de forma síncrona entre vários dispositivos em curtas distâncias e a alta velocidade.

Neste protocolo de comunicação utiliza-se uma arquitetura mestre-escravo, com um único mestre (microcontrolador) e um ou mais escravos (dispositivos periféricos). A interligação entre o mestre e o escravo é realizada através de quatro pinos:

- *MOSI - Master Out Slave In*: linha de dados onde são transferidos do mestre para o escravo.
- *MISO - Master In Slave Out*: linha de dados onde são transferidos do escravo para o mestre.
- *SCK - Serial Clock*: sinal de relógio gerado pelo dispositivo mestre para permitir a sincronização da transmissão de dados.
- *SS - Slave Select*: sinal de seleção que permite ao dispositivo mestre indicar qual o escravo que pretende comunicar.

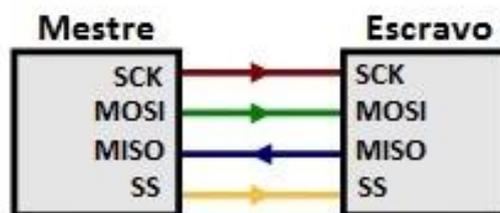


Figura 9.1: Conexão SPI entre um dispositivo mestre e um único escravo

Quando um dispositivo corresponde ao mestre os pinos MOSI, SCK e SS são definidos como saídas e, no caso de um dispositivo escravo basta definir o pino MISO como saída. Os pinos que não são definidos, por defeito, são considerados como entradas.

O dispositivo mestre inicia sempre a comunicação entre si e o(s) dispositivo(s) periférico(s) através do controlo do pino de seleção SS. O sinal lógico deste pino normalmente está no estado *high* (alta impedância) o que significa que o escravo está desconectado da linha de comunicação SPI. Quando o mestre quer comunicar com um determinado escravo, ele coloca o sinal SS no estado *low* (baixa impedância) para ser possível a comunicação. Este processo designa-se por *active low* e tem como vantagem impedir que haja conflito nas linhas MISO pois só uma estará ativa.

Na figura 9.2 podemos observar os quatro sinais lógicos deste protocolo de comunicação entre um dispositivo mestre e um dispositivo escravo.

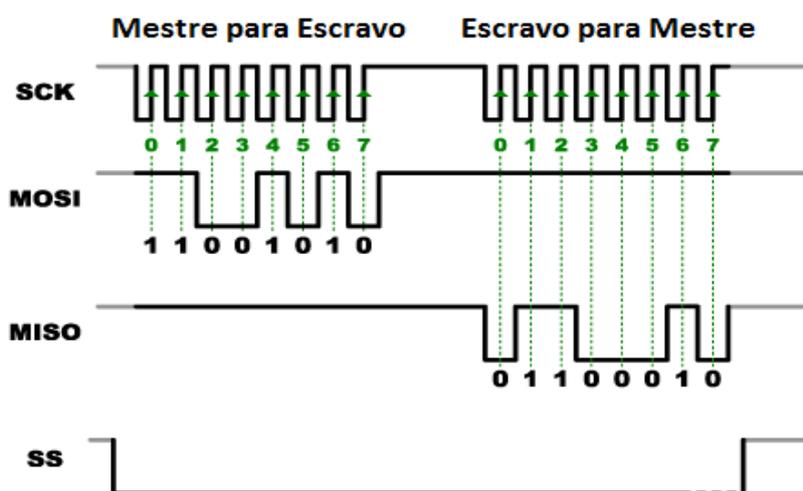


Figura 9.2: Representação dos valores lógicos dos quatro pinos da comunicação SPI

Os dispositivos SPI comunicam entre si em modo *full duplex* que consiste na troca de dados entre os interlocutores de forma simultânea em ambas as direções. Isto significa que, quando o mestre envia um pedido ao escravo numa transmissão, ele só recebe a resposta do escravo na transmissão subsequente. Esta situação também pode ser visualizada na figura 9.2.

1.1. Configurações com Múltiplos Escravos

No caso da existência de múltiplos escravos no sistema existem duas formas de se realizarem as ligações entre o mestre e os diferentes escravos.

1.1.1. Configuração Escravos Independentes

Neste tipo de configuração, cada um dos escravos tem uma linha de seleção independente (designadas por SS1 até SSn na figura 9.3, onde n é número de escravos). Como a ligação SPI só tem um único pino SS, para os restantes escravos define-se um pino digital do microcontrolador como um pino de seleção. Com esta diferenciação permite ao mestre controlar o envio e/ou recepção de dados a partir do escravo seleccionado. Normalmente, esta é a configuração mais usada na comunicação SPI.

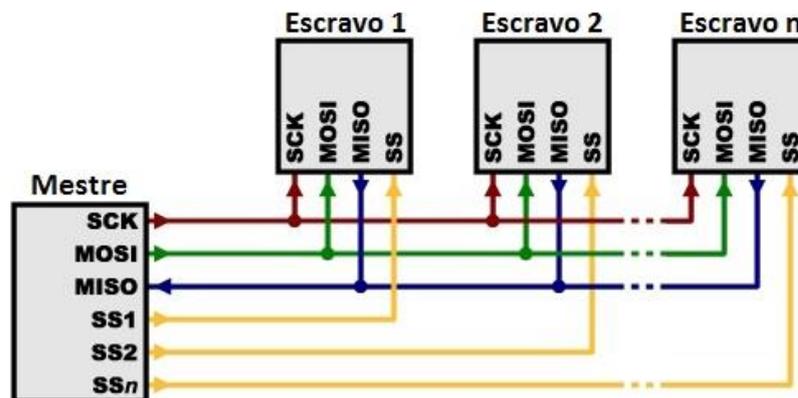


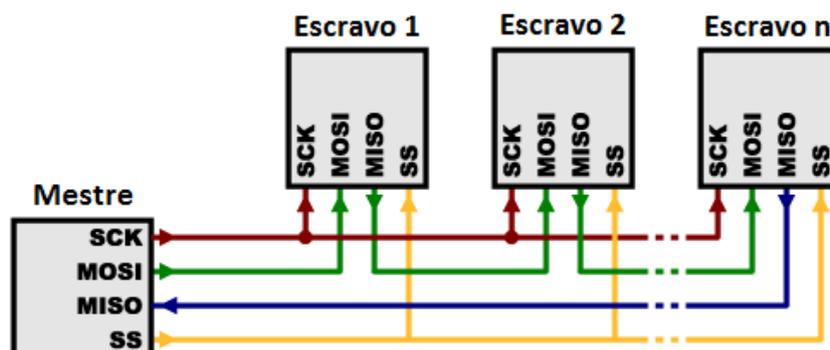
Figura 9.3: Configuração escravos independentes (n escravos)

1.1.2. Configuração *Daisy Chain*

Dependendo do sistema em questão, algumas das comunicações entre os dois dispositivos necessitam deste tipo de configuração. Aqui, o pino MISO (definido como saída) de um escravo está conectada ao pino MOSI (definido como entrada) do escravo seguinte, tal como podemos observar na figura 9.4.

Neste caso, o pino SS é comum a todos os escravos, ou seja, quando passa para o estado *low* todos os escravos ficam ativos simultaneamente.

Como os dados são enviados de um escravo para o outro, para que uma mensagem chegue a todos os escravos presentes na conexão é necessário transmitir dados suficientes para



que isso seja possível. Isto é, quando o mestre envia uma mensagem, essa mesma termina no último escravo da série logo, no caso de existirem três escravos será necessário o mestre transmitir mais duas mensagens.

Figura 9.4: Configuração *daisy chain*

1.2. Configuração dos Parâmetros de Comunicação

Antes de se iniciar a transmissão de dados deve-se configurar, primeiro, três parâmetros de comunicação no dispositivo mestre que são: a frequência do relógio, a ordem de envio dos dados e o modo de transmissão da informação. Estes parâmetros são definidos de acordo com as características presentes na datasheet do dispositivo periférico.

A frequência do relógio da comunicação SPI está relacionada com a velocidade de amostragem e é definida a partir de dois bits (SPR1 e SPR0). Este parâmetro está relacionado com a frequência de oscilação do microcontrolador, f_{osc} , que no caso do Atmega328P corresponde a 16 MHz. Esta relação de frequências é apresentada na tabela 9.1.

O bit SPI2X quando se encontra com o valor lógico de um, a velocidade da comunicação é duplicada se o dispositivo estiver no modo mestre. Isto é, o período mínimo do relógio SCK corresponde a dois períodos do relógio do microcontrolador. Caso se trate de um dispositivo escravo, este só pode funcionar com velocidades de $f_{osc}/4$ ou inferiores.

SPI2X	SPR1	SPR0	Frequência SCK
0	0	0	$f_{osc} / 4$
0	0	1	$f_{osc} / 16$
0	1	0	$f_{osc} / 64$
0	1	1	$f_{osc} / 128$
1	0	0	$f_{osc} / 2$
1	0	1	$f_{osc} / 8$
1	1	0	$f_{osc} / 32$
1	1	1	$f_{osc} / 64$

Tabela 9.1: Representação da relação entre a frequência do relógio SCK com a frequência do oscilador do microcontrolador

O envio de dados é realizado no mesmo pulso de relógio e é composto por uma mensagem de 8 bits. O parâmetro correspondente à ordem de envio dos dados indica se pretendemos enviar primeiro o bit mais significativo (MSB) ou então o bit menos significativo (LSB).

Relativamente ao último parâmetro, o modo de transmissão da informação define se os dados são amostrados na transição ascendente ou descendente do relógio (bit CPOL correspondente à fase do relógio) e se o relógio fica inativo no estado *high* ou *low* (bit CPHA correspondente à polaridade do relógio). Com a polaridade e a fase do relógio formam-se quatro combinações de envio de dados que se encontram representadas na tabela 9.2. Na figura 9.5 podemos observar o sinal de relógio nos diferentes modos de transmissão onde a linha verde tracejada, representada na vertical, corresponde ao momento em que ocorre a amostragem.

Modo de transmissão	Polaridade do SCK (CPOL)	Fase do CLK (CPHA)	Transição de Saída	Transição de Amostragem
0	0	0	Descendente	Ascendente
1	0	1	Ascendente	Descendente
2	1	0	Ascendente	Descendente
3	1	1	Descendente	Ascendente

Tabela 9.2: Modos de transmissão de dados numa conexão SPI

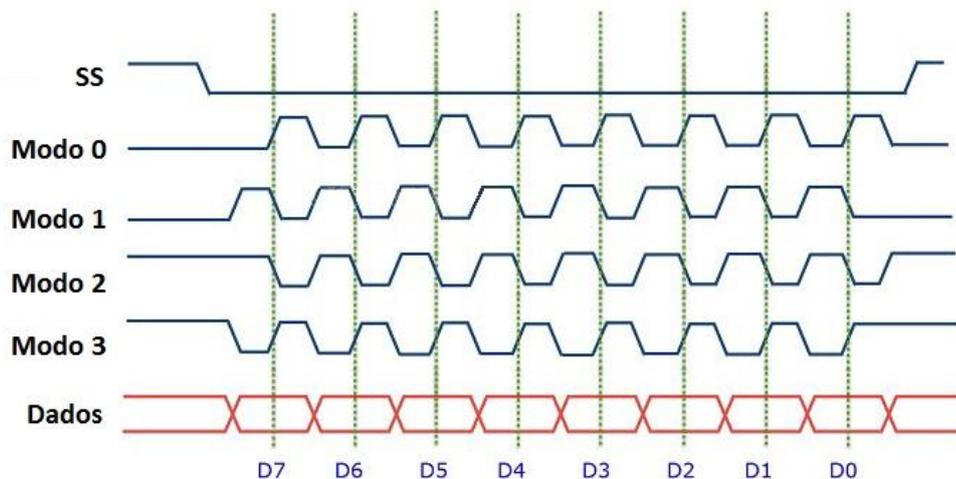


Figura 9.5: Representação do sinal de relógio para cada um dos diferentes modos de transmissão

1.3. Descrição dos Registos

No protocolo de comunicação SPI existem três registos onde são armazenados os valores lógicos das configurações realizadas e os dados a enviar. Cada registo é composto por 8 bits.

1.3.1. SPCR - SPI Control Register

Bit	7	6	5	4	3	2	1	0
SPCR	SPIE	SPE	DORD	MSTR	CPOL	CPHA	SPR1	SPR0

Figura 9.6: SPI Control Register

- SPIE - *SPI Interrupt Enable*: bit responsável pela interrupção SPI se o bit SPIF do registo SPSR estiver definido e se o bit *Global Interrupt Enable* no SREG estiver definido.
- SPE - *SPI Enable*: bit responsável pela permissão de todas as operações SPI quando escrito a um.
- DORD - *Data Order*: bit correspondente à ordem de envio dos dados. Quando escrito a um o bit menos significativo, LSB, é transmitido primeiro e a zero o bit mais significativo, MSB.
- MSTR - *Master/Slave Select*: bit responsável pela seleção do dispositivo como mestre quando é escrito a um e como escravo quando é escrito a zero.
- CPOL - *Clock Polarity*: bit correspondente à polaridade do relógio SCK.
- CPHA - *Clock Phase*: bit correspondente à fase do relógio SCK.
- SPR1, SPR0 - *Clock Rate Select 1,0*: bits responsáveis pelo controlo da frequência do relógio SCK.

1.3.2. SPSR - SPI Status Register

Bit	7	6	5	4	3	2	1	0
SPSR	SPIF	WCOL	-	-	-	-	-	SPI2X

Figura 9.7: SPI Status Register

- SPIF - *SPI Interrupt Flag*: quando uma transferência de dados é concluída este bit fica definido a um. É gerada uma interrupção se o bit SPIE do registo SPCR for definido e as interrupções globais estiverem ativadas.
- WCOL - *Write Collision Flag*: este bit é definido se o registo SPDR estiver a ser gravado durante uma transferência de dados.
- Bits [5:1] reservados no microcontrolador e são sempre lidos com o valor lógico zero.
- SPI2X - *Double SPI Speed*: bit que quando é definido é responsável por duplicar a velocidade da comunicação quando se encontra no modo mestre.

1.3.3. SPDR - SPI Data Register



Figura 9.8: SPI Data Register

O registo SPDR é um registo de escrita/leitura usado na transmissão de dados. Neste registo é armazenada a mensagem em bits que se pretende enviar de um dispositivo para o outro.

2. Código do ficheiro spi.cpp da biblioteca spi.h

```
#include "spi.h"
#include <math.h>
#include <avr/io.h>
#include <avr/interrupt.h>

#define PORT_SPI    PORTB
#define DDR_SPI     DDRB

//MISO    DDB4
//MOSI    DDB3
//SS      DDB2
//SCK     DDB5

// Inicialização da comunicação SPI
void spi_init(){
    DDR_SPI &= ~((1<<DDB3)|(1<<DDB4)|(1<<DDB2)|(1<<DDB5));
    DDR_SPI |= ((1<<DDB3)|(1<<DDB2)|(1<<DDB5)); // saídas MOSI,SS,CLK = 1
    DDR_SPI |= (0<<DDB4); // MISO = 0

    SPCR = ((1<<SPE)| // SPI Enable
            (0<<SPIE)| // SPI Interupt Enable
            (0<<DORD)| // Data Order (0:MSB first / 1:LSB first)
            (1<<MSTR)| // Master/Slave select
            (0<<SPR1)|(0<<SPR0)| // SPI Clock Rate
            (0<<CPOL)| // Clock Polarity (0:SCK low / 1:SCK hi when
idle)
            (1<<CPHA)); // Clock Phase (0:leading / 1:trailing edge
sampling); modo 1 = 01

    SPSR = (0<<SPI2X); // Double Clock Rate; SPI2X=0; SPR1=0; SPR0=0
-> fosc/4 = 4 MHz
}

// Envia o vetor de dados e recebe um outro vetor
void spi_transfer_sync (uint8_t * datain, uint8_t * dataout, uint8_t len) {
    for(int i = 0; i < len; i++) {
        SPDR = dataout[i];
        while((SPSR & (1<<SPIF))==0);
        datain[i] = SPDR;
    }
}
```

```

}

// Envia os dados para o outro dispositivo mas não recebe nenhuma informação
void spi_transmit_sync (uint8_t * dataout , uint8_t len){
    for (int i = 0; i < len; i++) {
        SPDR = dataout[i];
        while((SPSR & (1<<SPIF))==0); }
}

// Envia um byte e recebe um byte
uint8_t spi_fast_shift (uint8_t data){
    SPDR = data;
    while( !(SPSR & (1<<SPIF)) );
    return SPDR;
}

```

3. Código do ficheiro SPI_MASTER.cpp da biblioteca SPI_MASTER.h

```

#include "SPI_Master.h"

SPIClass::SPIClass(void) {
    // não faz nada
}

void SPIClass::begin(uint8_t scl, uint8_t mosi, uint8_t miso) {
    PinName nrf_scl, nrf_mosi, nrf_miso;

    nrf_scl = Pin_Arduino_to_nRF52(scl);
    nrf_mosi = Pin_Arduino_to_nRF52(mosi);
    nrf_miso = Pin_Arduino_to_nRF52(miso);

    spi_init(&spi, nrf_mosi, nrf_miso, nrf_scl, (PinName)NC);
    spi_format(&spi, 8, SPI_MODE0, 0); // 8 bits, modo 0, mestre(0)
    spi_frequency(&spi, SPI_4M); // 4MHz
}

void SPIClass::begin(void) {
    begin(DEFAULT_SCK, DEFAULT_MOSI, DEFAULT_MISO);
}

void SPIClass::end(void) {
    spi_free(&spi);
}

void SPIClass::beginTransaction(void) {
    // não faz nada
}

uint8_t SPIClass::transfer(uint8_t data) {
    return ((uint8_t)spi_master_write(&spi, data));
}

void SPIClass::endTransaction(void) {
}

```

```
    // não faz nada
}

void SPIClass::setSPIMode(uint8_t mode) {
    if(mode > 3)
        return;
    spi_format(&spi, 8, mode, 0);
}

void SPIClass::setFrequency(uint32_t speed) {
    spi_frequency(&spi, speed);
}

void SPIClass::setBitORDER(BitOrder bit) {
    // não faz nada
}

SPIClass    SPI_Master;
```


Referências

- [1] Flávio Jorge Rodrigues de Amorim, “*Pacemaker* Multieléctrodo”, 26 de junho de 2016. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.
- [2] “Artificial Cardiac *Pacemaker*”. Disponível em https://en.wikipedia.org/wiki/Artificial_cardiac_pacemaker. Acesso em novembro/2017.
- [3] Brigham and Women’s Hospital, “*Pacemaker* Device and Surgery Overview”. Disponível em http://www.brighamandwomens.org/Departments_and_Services/heart-and-vascular-center/procedures/pacemaker.aspx. Acesso em novembro/2017.
- [4] National Heart, Lung, and Blood Institute, “*Pacemakers*”. Disponível em <https://www.nhlbi.nih.gov/health-topics/pacemakers>. Acesso em novembro/2017.
- [5] Cleveland Clinic, “Biventricular *Pacemaker*”. Disponível em <https://my.clevelandclinic.org/health/treatments/16784-biventricular-pacemaker>. Acesso em novembro/2017.
- [6] Richard S. Sanders, “The Pulse Generator”. *Cardiac Pacing for the Clinician*, Springer.
- [7] “Pequena e Grande Circulação Sanguínea - Veias e Artérias do Corpo”. Disponível em <http://www.anatomiadocorpo.com/sistema-circulatorio/pequena-grande-circulacao-veias-arterias/>. Acesso em janeiro/2018.
- [8] Beverly McMillan, “Corpo Humano”, 2006. Círculo de Leitores.
- [9] “Pilhas e Baterias de Lítio”. Disponível em <http://mundoeducacao.bol.uol.com.br/quimica/pilhas-baterias-litio.htm>.
- [10] Islam Seoudi, Jean-Francois Debroux, Marc Laflutte, Alaa Makdissi, Karima Amara, Renzo Dal Molin, “Default Connection in Multi-Electrode leads for Cardiac *Pacemakers*”, IEEE. Acesso em dezembro/2017.
- [11] Islam Seoudi, Karima Amara, Fabrice Gayral, Renzo Dal Molin, “Multi-electrode system for *pacemaker* applications”, IEEE. Acesso em dezembro/2017.
- [12] Islam Seoudi, “Multi-electrode system design and optimization for cardiac implants”. HAL.
- [13] St. Jude Medical, “The Nanostim™ Leadless *Pacemaker*”.
- [14] Krishna Kancharla, Abhishek J Deshmukh, Paul A Friedman, “Leadless *Pacemakers* - Implant, Explant and Long-Term Safety and Efficacy Data”. *Journal of Atrial Fibrillation*.
- [15] “Micra™ Transcatheter Pacing System MC1VR01”, Medtronic.
- [16] “New Energy Harvesting Technologies”, European Editors. Digi-Key.
- [17] Abby Olena, “Next Generation: Capturing the Body’s Energy”. Disponível em <https://www.the-scientist.com/>.
- [18] Michelle Castillo, “Flexible device uses heartbeat to create electrical source in body”. CBS News.

- [19] A. Zurbuchen, A. Pfenniger, A. Stahel, C. T. Stoeck, S. Vandenberghe, V. M. Koch, Rolf Vogel, “Energy Harvesting from the Beating Heart by a Mass Imbalance Oscillation Generator”, janeiro de 2013. Volume 41, 1ª Edição, p. 131-141. Springer.
- [20] “Cardiac Pacemakers - engineering marvels”. Disponível em <http://thepansilu.blogspot.pt/2011/01/cardiac-pacemakers-engineering-marvels.html>.
- [21] MD. Marcela da Cunha Sales, “Estudo comparativo do desempenho de diferentes elétrodos ventriculares no seguimento a médio prazo pós-implante marcapasso”, dezembro de 2008. Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Faculdade de Medicina.
- [22] Andrew Myers, “Stanford engineers create a tiny, wirelessly powered cardiac device”, 31 de agosto de 2012.
- [23] Dr. António Gentil Martins, “O grande livro da família de saúde e bem estar”, Dörling Kindersley Limited, Londres, 1982. Editorial Verbo.
- [24] “Doenças Cardiovasculares”, AdvanceCare. Disponível em <https://advancecare.pt/glossario/doencas-cardiovasculares>.
- [25] Manual “nRF52832 Product Specification v1.4”, Nordic Semiconductor.
- [26] Datasheet LT1173 “Micropower, DC/DC Converter, Adjustable and Fixed 5V, 12V”, Linear Technology.
- [27] Datasheet “TPS6040X-Q1 Unregulated 60-mA Charge Pump Voltage Inverter”, Texas Instruments.
- [28] Datasheet “ADC104S085-xx 10-Bit Micro Power QUAD Digital-to-Analog Converter With Rail-to-Rail Output”, Texas Instruments.
- [29] Datasheet “TS1244451x Low ON-State Resistance 4-Channel SPST CMOS Analog Switches”, Texas Instruments.
- [30] Datasheet “BUF634 250-mA High-Speed Buffer”, Texas Instruments.
- [31] Datasheet “AD8400/AD8402/AD80403”, Analog Devices.
- [32] Datasheet “ADC141S626 14-Bit, 50kSPS to 250 kSPS, Differential Input, Micro Power A/D Converter”, Texas Instruments.
- [33] Datasheet “LT1920”, Linear Technology.
- [34] Atmel Datasheet “ATmega328/P”.
- [35] “Custom GAP advertising packet”. Disponível em <https://docs.mbed.com/docs/ble-intros/en/latest/Advanced/CustomGAP/>.
- [36] “Introduction to mbed BLE Tutorial: heart rate monitor (BLE services)”. Disponível em https://docs.mbed.com/docs/ble-intros/en/latest/mbed_Classic/HeartRate/#understanding-the-heart-rate-service.
- [37] “Custom GATT service with Evthings”. Disponível em <https://docs.mbed.com/docs/ble-intros/en/latest/Advanced/GATTEvo/>.
- [38] “GATT Specifications”. Disponível em <https://www.bluetooth.com/specifications/gatt>.
- [39] “Introduction to Bluetooth Low Energy”. Disponível em <https://learn.adafruit.com/introduction-to-bluetooth-low-energy/introduction>.
- [40] “How To Use Android BLE to Communicate with Bluetooth Devices - An Overview & Code examples”. Disponível em <https://medium.com/@avigezerit/bluetooth-low-energy-on-android-22bc7310387a>.
- [41] “DAPLink”. Disponível em <https://os.mbed.com/handbook/DAPLink>.
- [42] “nRF52832”. Disponível em <https://github.com/redbear/nRF5x/tree/master/nRF52832>.
- [43] “Serial Peripheral Interface (SPI)”. Disponível em <https://learn.sparkfun.com/tutorials/serial-peripheral-interface-spi/slave-select-ss>.

- [44] “Improving Common-Mode Rejection Using the Right-Leg Drive Amplifier”, Texas Instruments.
- [45] “Driven right leg circuit”, wikipedia.