



## **SISTEMA DE AQUISIÇÃO DO PCG, MINIATURIZADO, PORTÁTIL**

**PEDRO EMANUEL DE BARBOSA MONTEIRO**

Outubro de 2019

# SISTEMA DE AQUISIÇÃO DO PCG, MINIATURIZADO, PORTÁTIL

Pedro Emanuel de Barbosa Monteiro



Mestrado em Engenharia Eletrotécnica e de Computadores  
Área de Especialização de Automação e Sistemas  
Departamento de Engenharia Eletrotécnica  
Instituto Superior de Engenharia do Porto

2019



Este relatório satisfaz, parcialmente, os requisitos que constam da Ficha de Disciplina de Tese/Dissertação, do 2º ano, do Mestrado em Engenharia Eletrotécnica e de Computadores

Candidato: Pedro Emanuel de Barbosa Monteiro, N° 1141248, 1141248@isep.ipp.pt

Orientação científica: Prof. Dr. António Avelino Marques, aav@isep.ipp.pt



Mestrado em Engenharia Eletrotécnica e de Computadores

Área de Especialização de Automação e Sistemas

Departamento de Engenharia Eletrotécnica

Instituto Superior de Engenharia do Porto

9 de outubro de 2019







## *Agradecimentos*

Primeiramente agradeço ao Eng.º Avelino Marques por me prestar auxílio sempre que foi necessário, tanto para as referências bibliográficas como para todo o desenvolvimento do projeto.

Agradeço ao meu amigo Rui por todas as discussões técnicas que me prestou em todos os momentos em que foram necessários.

Ao ISEP por me providenciar os meios necessários para elaborar o projeto na sua totalidade.

Agradeço fundamentalmente aos meus pais e à minha namorada por todo o apoio incondicional que me prestaram durante esta “caminhada”.



## *Resumo*

Uma das principais causas de morte são as doenças cardíacas, que afetam o ser humano em qualquer que seja a faixa etária. A grande parte das doenças cardíacas podem ser identificadas através da auscultação dos sons do coração. Existe uma maior probabilidade de existir alguma anomalia cardíaca, quando o coração está em esforço. Neste projeto desenvolveu-se um sistema miniaturizado portátil que recolhe e regista os batimentos cardíacos em tempo real de uma pessoa, informa-a para o seu dispositivo móvel e sinaliza eventuais riscos de falência cardíaca, por exemplo, quando se encontra em esforço físico excessivo.

Para um sistema de monitorização cardíaco funcionar de forma independente de componentes externos tem de possuir a parte de tratamento do sinal, a de processamento de dados e a de alimentação. O protótipo funcional alimentado a bateria está cuidadosamente dividido em três partes: a parte que comporta todo o condicionamento de sinal, a parte onde o microcontrolador está instalado e a parte da alimentação que inclui todos os circuitos, como o circuito *booster* de Bateria, regulador de tensão, inversor de tenção e carregador com proteção de bateria. Este sistema cria uma rede onde o utilizador se conecta através do *browser* do seu equipamento eletrónico para obter os dados relativos aos batimentos cardíacos em tempo real, de uma forma fácil.

### ***Palavras-Chave:***

Som do coração, Fonocardiograma, Filtros analógicos, Sistema portátil, Batimentos cardíacos, Saúde



## *Abstract*

One of the leading causes of death is heart disease, which affects humans in any age group. Most heart disease can be identified by listening to heart sounds. There is a greater likelihood of heart failure when the heart is struggling. In this project a portable miniaturized system was developed that collects and records a person's real-time heartbeat, informs them to their mobile device and signals any risk of heart failure, for example when they are overworking.

For a cardiac monitoring system to function independently of external components, it must have the signal processing, data processing and power parts. The battery-powered functional prototype is carefully divided into three parts: the part that supports all signal conditioning, the part where the microcontroller is installed, and the power part that includes all circuits, such as the Battery booster circuit, voltage regulator, voltage inverter and battery-protected charger. This system creates a network where the user connects through the browser of their electronic equipment to get the real-time heartbeat data easily.

### ***Keywords***

Heart Sound, Phonocardiogram, Analog Filters, Portable System, Heartbeat, Health



# Índice

<b>AGRADECIMENTOS</b> .....	<b>I</b>
<b>RESUMO</b> .....	<b>III</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>V</b>
<b>ÍNDICE</b> .....	<b>VII</b>
<b>ÍNDICE DE FIGURAS</b> .....	<b>IX</b>
<b>ÍNDICE DE TABELAS</b> .....	<b>XIII</b>
<b>ACRÓNIMOS</b> .....	<b>XV</b>
<b>1. INTRODUÇÃO</b> .....	<b>1</b>
1.1. CONTEXTUALIZAÇÃO .....	1
1.2. OBJETIVOS .....	2
1.3. ORGANIZAÇÃO DO RELATÓRIO .....	3
1.4. CALENDARIZAÇÃO.....	4
<b>2. ESTADO DA ARTE</b> .....	<b>7</b>
2.1. O CORAÇÃO E O SEU FUNCIONAMENTO.....	8
2.2. ELETROCARDIOGRAMA (ECG) .....	9
2.2.1. <i>Sinal do EGC</i> .....	10
2.2.2. <i>Derivações do ECG</i> .....	11
2.2.3. <i>Triângulo de Einthoven</i> .....	12
2.3. FONOCARDIOGRAMA (PCG).....	13
2.3.1. <i>Sons cardíacos e as suas Características</i> .....	14
2.3.2. <i>Áreas de auscultação do coração</i> .....	16
2.3.3. <i>Sensores para adquirir o som do coração</i> .....	17
2.3.4. <i>Diagrama de blocos geral de sistemas PCG</i> .....	22
2.3.5. <i>Sistemas miniaturizados PCG de baixo custo existentes no mercado</i> .....	23
<b>3. SISTEMA DE AQUISIÇÃO DO PCG</b> .....	<b>27</b>
3.1. OBJETIVOS DO SISTEMA.....	27
3.2. ARQUITETURA E ESPECIFICAÇÕES DO SISTEMA .....	28
3.3. ASPETO DO PROTÓTIPO FINAL .....	30
3.4. REGISTO DO PCG E O SEU CONDICIONAMENTO DE SINAL.....	31
3.4.1. <i>Microfone escolhido</i> .....	31

3.4.2.	<i>Arquitetura do sistema de condicionamento de sinal</i> .....	32
3.4.3.	<i>Filtro ativo passa-alto e Amplificação</i> .....	33
3.4.4.	<i>Filtro ativo (Sallen-Key) Passa-Baixo</i> .....	40
3.4.5.	<i>Amplificador Inversor de ganho unitário</i> .....	43
3.4.6.	<i>Amplificador Operacional Subtrator</i> .....	45
3.4.7.	<i>Amplificador não inversor com ganho</i> .....	47
3.5.	CONVERSÃO ANALÓGICO-DIGITAL E PROCESSAMENTO DO SINAL .....	51
3.5.1.	<i>Arquitetura do sistema de processamento do sinal</i> .....	51
3.5.2.	<i>Microcontrolador escolhido</i> .....	52
3.5.3.	<i>Interface de Programação Serial do Módulo ESP12F</i> .....	54
3.5.4.	<i>Conversor analógico-digital</i> .....	55
3.5.5.	<i>Esquema final completo do processamento de sinal</i> .....	56
3.6.	MÓDULOS DE ALIMENTAÇÃO .....	58
3.6.1.	<i>Arquitetura do sistema de alimentação</i> .....	58
3.6.2.	<i>Circuito de Estabilização de tensão de 3.3 V</i> .....	59
3.6.3.	<i>Circuito de Booster de bateria</i> .....	61
3.6.4.	<i>Circuito de carregamento de bateria</i> .....	64
3.6.5.	<i>Módulo de Conversão de 5 V para -5 V</i> .....	68
3.6.6.	<i>Circuito final completo de alimentação</i> .....	70
<b>4.</b>	<b>SISTEMA MINIATURIZADO DE PCG E SOFTWARE DESENVOLVIDO</b> .....	<b>73</b>
4.1.	PROTÓTIPO DO SISTEMA MINIATURIZADO DE PCG .....	73
4.2.	VALIDAÇÃO EXPERIMENTAL DO SISTEMA DE CONDICIONAMENTO DE SINAL.....	75
4.2.1.	<i>Validação do condicionamento de sinal</i> .....	75
4.3.	VALIDAÇÃO EXPERIMENTAL DO SISTEMA DE AQUISIÇÃO DO CONVERSOR ANALÓGICO-DIGITAL E ENVIO POR WI-FI .....	79
4.3.1.	<i>Leitura dos valores do conversor analógico-digital e envio pela interface serial</i> .....	80
4.3.2.	<i>Envio dos Valores para Wi-Fi</i> .....	82
4.4.	VALIDAÇÃO DA AQUISIÇÃO DO SINAL CARDÍACO.....	84
4.4.1.	<i>Validação por meio de um sinal sintético</i> .....	84
4.4.2.	<i>Validação por meio da auscultação direta</i> .....	85
<b>5.</b>	<b>CONCLUSÕES</b> .....	<b>87</b>
	<b>REFERÊNCIAS DOCUMENTAIS</b> .....	<b>90</b>
	<b>ANEXO A. CIRCUITO DE CONDICIONAMENTO DE SINAL</b> .....	<b>97</b>
	<b>ANEXO B. PCB DO CIRCUITO DE CONDICIONAMENTO DE SINAL</b> .....	<b>98</b>
	<b>ANEXO C. CIRCUITO FINAL</b> .....	<b>99</b>
	<b>ANEXO D. PCB DO CIRCUITO FINAL</b> .....	<b>100</b>

## *Índice de Figuras*

<b>Figura 2.1</b> -Esquema representativo do coração humano. [4].....	9
<b>Figura 2.2</b> - Esquema representativo de uma onda gerada pelo funcionamento do coração. [6].....	10
<b>Figura 2.3</b> - Derivações dos membros e triângulo de Einthoven. [7].....	11
<b>Figura 2.4</b> - Triângulo de Eithoven. [9] .....	12
<b>Figura 2.11</b> - Ciclo cardíaco normal. [12].....	14
<b>Figura 2.12</b> - Sinais de aquisição no PCG. [14].....	15
<b>Figura 2.13</b> – Áreas de auscultação do coração. [15].....	16
<b>Figura 2.14</b> - Princípio de funcionamento do sensor eletreto. [17].....	18
<b>Figura 2.15</b> - Estrutura interna do transdutor de eletreto. [17].....	19
<b>Figura 2.16</b> - Componentes e disposição interna de um transdutor piezoelétrico. [18].....	20
<b>Figura 2.17</b> – Princípio de funcionamento de um microfone eletromecânico. [19].....	21
<b>Figura 2.18</b> – Diagrama de blocos geral de sistemas PCG. [21].....	22
<b>Figura 2.19</b> – Diagrama de blocos do processamento de sinal. ....	23
<b>Figura 2.20</b> - Monitor de sons cardíacos HSM-300. [22] .....	24
<b>Figura 2.21</b> - Estetoscópio miniaturizado StethoMe. [23] .....	25
<b>Figura 3.1</b> - Arquitetura simplificada do sistema.....	29
<b>Figura 3.2</b> - Protótipo final funcional – parte frontal .....	30
<b>Figura 3.3</b> - Protótipo final funcional - parte traseira.....	30
<b>Figura 3.4</b> - Microfone de eletreto .....	31
<b>Figura 3.5</b> - Resposta em frequência do Microfone [25] .....	31
<b>Figura 3.6</b> - Arquitetura do sistema de condicionamento de sinal.....	32
<b>Figura 3.7</b> - Circuito de alimentação do sensor de eletreto [26] .....	33
<b>Figura 3.8</b> - Circuito de condicionamento do sinal, transdutor eletreto.....	34
<b>Figura 3.9</b> - Sinal criado pelo transdutor eletreto e obtido na saída do amplificador .....	36
<b>Figura 3.10</b> - Resposta em frequência na saída do amplificador .....	37
<b>Figura 3.12</b> - Segundo andar de filtragem passa-baixo.....	40
<b>Figura 3.13</b> - Sinal de entrada e saída do filtro passa-baixo .....	42
<b>Figura 3.14</b> - Resposta em frequência do filtro passa-baixo.....	42
<b>Figura 3.15</b> – Circuito com amplificador em montagem inversora .....	43
<b>Figura 3.16</b> - Análise da entrada (verde) e saída da montagem inversora (vermelho) .....	44

<b>Figura 3.17</b> – Amplificador operacional subtrator .....	45
<b>Figura 3.18</b> - Análise da entrada e saída da montagem inversor com o mínimo nulo .....	46
<b>Figura 3.19</b> - Montagem não inversora de amplificação.....	47
<b>Figura 3.20</b> - Análise do sinal de entrada e saída da montagem não inversora.....	47
<b>Figura 3.21</b> - Esquema interno LM324 [28].....	49
<b>Figura 3.22</b> – Esquema do circuito de condicionamento de sinal utilizando o LM324.....	50
<b>Figura 3.24</b> - Arquitetura do sistema de conversão AD e processamento de sinal .....	51
<b>Figura 3.23</b> - Módulo ESP12F [30].....	52
<b>Figura 3.25</b> - Interface de programação serial [31] .....	54
<b>Figura 3.26</b> - Divisor de tensão do ADC.....	55
<b>Figura 3.27</b> - Esquema final completo do sistema de processamento de sinal .....	56
<b>Figura 3.28</b> - Arquitetura do sistema de alimentação.....	58
<b>Figura 3.29</b> – Regulador de tensão [32] .....	59
<b>Figura 3.30</b> - Arquitetura do circuito regulador de tensão [33].....	60
<b>Figura 3.31</b> - Regulador de tensão de 3.3 V .....	60
<b>Figura 3.32</b> - Circuito integrado Booster de Bateria [34].....	61
<b>Figura 3.33</b> - Circuito Booster de bateria [35] .....	61
<b>Figura 3.34</b> - Circuito final <i>booster</i> de bateria .....	63
<b>Figura 3.35</b> - Módulo de carregamento de bateria TP4056 [36] .....	64
<b>Figura 3.36</b> – Circuito típico do carregador de bateria TP4056 [37] .....	65
<b>Figura 3.37</b> - Circuito integrado DW01A protetor da bateria [38] .....	66
<b>Figura 3.38</b> - Circuito típico de proteção de bateria [39] .....	66
<b>Figura 3.39</b> - Circuito integrado e esquema interno com 2 Mosfets [40] .....	67
<b>Figura 3.40</b> - Circuito carregador e protetor de bateria.....	67
<b>Figura 3.41</b> - Circuito integrado ICL7660 [41].....	68
<b>Figura 3.42</b> - Circuito típico de conversão de tensão positiva para negativa [42] .....	68
<b>Figura 3.43</b> - Circuito final de conversão de 5 V em -5 V .....	69
<b>Figura 3.44</b> - Circuito final completo de alimentação.....	70
<b>Figura 4.1</b> - Sistema de aquisição de PCG miniaturizado e portátil – parte frontal.....	73
<b>Figura 4.2</b> - Sistema de aquisição de PCG miniaturizado e portátil – parte traseira.....	74
<b>Figura 4.3</b> - Montagem do circuito de condicionamento do sinal em BreadBoard.....	75
<b>Figura 4.4</b> - Sinal na entrada e saída do filtro a 1 kHz.....	76
<b>Figura 4.5</b> - Sinal na entrada e saída do filtro a 500 Hz .....	76
<b>Figura 4.6</b> - Sinal na entrada e saída do filtro a 180 Hz.....	77
<b>Figura 4.7</b> - Sinal na entrada e saída do filtro de 150 Hz.....	77

<b>Figura 4.8</b> – Placa de circuito impresso do condicionamento de sinal .....	78
<b>Figura 4.9</b> - Fluxograma do desenvolvimento do <i>software</i> .....	79
<b>Figura 4.10</b> - Fluxograma da leitura de ADC .....	80
<b>Figura 4.11</b> - Leitura e conversão do sinal analógico para digital .....	81
<b>Figura 4.12</b> - Fluxograma da leitura do ADC e envio pela rede <i>wireless</i> .....	82
<b>Figura 4.13</b> - Resultado no monitor série.....	83
<b>Figura 4.14</b> - Resultado no dispositivo móvel .....	83
<b>Figura 4.15</b> - Sinal cardíaco sintético [43] .....	84
<b>Figura 4.17</b> - Auscultação direta do coração.....	85



## *Índice de Tabelas*

<b>Tabela 1.1</b> - Calendarização .....	4
<b>Tabela 3.1</b> - Especificações do Microfone .....	32
<b>Tabela 2.2</b> - Especificações do LM741CN .....	38
<b>Tabela 3.3</b> - Especificações do LM324N .....	48
<b>Tabela 3.4</b> - Principais especificações do módulo ESP12F .....	53



## *Acrónimos*

ADC	–	Analog to Digital Converter
CPU	–	Communications Processor Unit
ECG	–	Eletrocardiograma
FTDI	–	Future Technology Devices International
GPIO	–	General Purpose Input/Output
JFET	–	Junction Field Effect Transistor
MEMS	–	Micro-Electro-Mechanical System
MOSFET	–	Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor
PC	–	Personal Computer
PCB	–	Printed Circuit Board
PCG	–	Fonocardiograma
SC	–	Sons do coração
SMD	–	Surface Mounted Components
SSID	–	Service Set Identifier
UART	–	Universal Asynchronous Receiver-Transmitter
WI-FI	–	Wireless Fidelity







# 1. INTRODUÇÃO

Na Unidade Curricular de Tese e Dissertação do 2º Ano de Mestrado em Engenharia Eletrotécnica e de Computadores (MEEC), do Departamento de Engenharia Eletrotécnica (DEE), no Instituto Superior de Engenharia do Porto, é pedido o desenvolvimento de uma dissertação acerca de um tema com relação à Engenharia Eletrotécnica, utilizando para tal os conhecimentos adquiridos ao longo do curso. A dissertação tem como tema a aquisição e registo do sinal sonoro do coração humano, PCG. É um sistema dimensões reduzidas que permite monitorizar o som cardíaco e avisar o atleta no caso de este entrar em pré-falência cardíaca.

## 1.1. CONTEXTUALIZAÇÃO

Esta dissertação surgiu da vontade de desenvolver um projeto no âmbito da monitorização do som emitido pelo coração humano, durante uma prova de esforço, que tivesse como objetivo o aviso em forma de alarme ou vibração, no caso de o coração do utilizador entrar em pré-falência cardíaca após a análise do seu fonocardiograma.

Atualmente, o uso da tecnologia faz parte do quotidiano de um médico de forma a auxiliar no diagnóstico realizado durante uma prestação de cuidados médicos nos hospitais.

As doenças cardíacas são uma das principais causas de morte em Portugal; cerca de 35 mil portugueses morrem anualmente devido a complicações cardiovasculares, representando assim um terço do total de mortes no país.

A auscultação cardíaca clássica, não sendo invasiva, é uma técnica que tem elevados graus de sensibilidade. É requerido ao profissional de saúde uma vasta experiência e uma boa audição. Desta forma, torna-se relevante aliar a tecnologia moderna aos métodos tradicionais de análise, de forma a melhorar o diagnóstico. A primeira tecnologia que surgiu foi o Eletrocardiograma (ECG), que se trata de um exame que realiza um diagnóstico ao coração humano, analisando a atividade elétrica criada, para que deste modo seja traçado o perfil do funcionamento do mesmo.

Após o surgimento do ECG, surgiu uma outra tecnologia designada de Fonocardiograma (PCG), que permite ouvir o coração e separar cada componente de frequência individual do sinal produzido pelo coração de forma quantitativa.

Na presente dissertação é exibida uma solução que tem como foco a auscultação dos sons emitidos pelo coração e posterior aviso, se necessário, do utilizador, no caso de existir alguma discrepância entre os batimentos cardíacos emitidos quando o mesmo se encontra em atividade física e quando se encontra em repouso.

## **1.2. OBJETIVOS**

Este projeto tem como objetivo o desenvolvimento de um sistema miniaturizado e portátil de fonocardiograma que adquire o som do coração humano, capaz de analisar a frequência cardíaca, em tempo real, informando o utilizador. Assim, torna-se necessário dividir o projeto, devido à sua complexidade, em objetivos individuais:

- Estudo dos sons emitidos pelo coração;
- Estudo dos sinais elétricos produzidos pelo coração;
- Estudo dos produtos existentes no mercado;
- Estudo da parte tecnológica envolvida no PCG;

- Estudo dos sensores que permitem obter sinais sonoros;
- Estudo dos esquemas elétricos que permitem a amplificação dos sinais sonoros;
- Desenvolvimento dos circuitos elétricos necessários para a aquisição do sinal sonoro do coração, assim como o condicionamento, filtragem e amplificação;
- Desenvolvimento do circuito do processamento do sinal;
- Estudo, análise e criação de diversos módulos de alimentação a fim de tornar o sistema portátil e funcional.
- Implementação dos circuitos em placa de circuito impresso;
- Desenvolvimento do software para a análise da frequência cardíaca;
- Testes e validação experimental.

### **1.3. ORGANIZAÇÃO DO RELATÓRIO**

Este relatório está dividido em seis capítulos:

1. Introdução – O tema é introduzido, fazendo referência à contextualização, aos objetivos, à calendarização e à organização do relatório.
2. Estado da Arte – Demonstra a análise desenvolvida acerca dos sinais do coração e das tecnologias empregues no desenvolvimento de projetos idênticos.
3. Sistema de Aquisição PCG– Apresenta com detalhe a arquitetura utilizada no projeto e os seus componentes, como por exemplo: microcontrolador, sensores circuitos de amplificação, alimentação e filtragem. Descreve o protótipo desenvolvido, evidenciando a relação de todos os componentes envolvidos no mesmo, com as justificações das opções tomadas no decorrer da evolução do projeto.
4. Testes e validações experimentais – Explicita os testes e validações efetuadas, evidenciando o resultado do desenvolvimento do protótipo final.

5. Conclusão – Apresenta as conclusões inerentes ao trabalho desenvolvido e possíveis melhoramentos futuros.

#### 1.4. CALENDARIZAÇÃO

Na calendarização fez-se referência às tarefas e objetivos mais importantes a efetuar, durante o desenvolvimento deste trabalho. Na tabela 1.1 está representado o planeamento dos objetivos a cumprir, durante a realização do projeto.

**Tabela 1.1** - Calendarização.

	<b>Atividade</b>	<b>Fev.</b>	<b>Mar.</b>	<b>Abr.</b>	<b>Jun.</b>	<b>Jul.</b>	<b>Ago.</b>	<b>Set.</b>	<b>Out.</b>
<b>Componente teórica</b>	Definição dos objetivos e requisitos								
	Estudo dos sons e sinais elétricos produzidos pelo coração								
	Estudo dos produtos existentes no mercado								
	Estudo da tecnologia do fonocardiograma								
<b>Componente prática</b>	Estudo dos esquemas elétricos								
	Definição dos componentes a utilizar nos esquemas elétricos								
	Desenvolvimentos dos esquemas elétricos								
	Implementação dos esquemas elétricos em placa de circuito impresso								
	Desenvolvimento do software								
<b>Dissertação</b>	Escrita do relatório								
	Elaboração da apresentação								





## 2. ESTADO DA ARTE

No decorrer do presente capítulo são descritos vários tópicos que servem para a elaboração de um sistema de aquisição e análise inteligente. Para que exista um conhecimento inicial mais amplo do funcionamento do coração, abordou-se o tema do ECG, a sua definição e o seu funcionamento, uma vez que esta tecnologia analisa a parte elétrica do coração, pelo que é necessário o seu estudo, de forma a interligar os conceitos abordados nesta dissertação.

No PCG, que surge cronologicamente depois, estudou-se o seu conceito e o seu princípio de funcionamento. Estudaram-se os produtos existentes no mercado e algumas soluções desenvolvidas, que usufruem desta tecnologia, para que seja possível traçar uma estrutura apropriada ao desenvolvimento do projeto.

No seguimento, abordaram-se as especificações do sinal sonoro do coração humano, de forma a auxiliar na escolha do sensor, para desenhar o circuito do amplificador, com as características mais adequadas e, também, para escolher a frequência de corte do filtro passa baixo. Existem várias posições possíveis para ler os sinais sonoros do coração e também vários sensores utilizados para realizar esta função.

Os circuitos de amplificação, filtragem e a seleção da frequência de amostragem, fazem parte do sistema miniaturizado de aquisição do tipo PCG, de modo que façam a conversão do sinal obtido analogicamente para formato digital. Existem vários tipos de filtros analógicos que permitem reduzir o ruído provocado por fenômenos externos que vão de encontro às necessidades para realizar este projeto.

## **2.1. O CORAÇÃO E O SEU FUNCIONAMENTO**

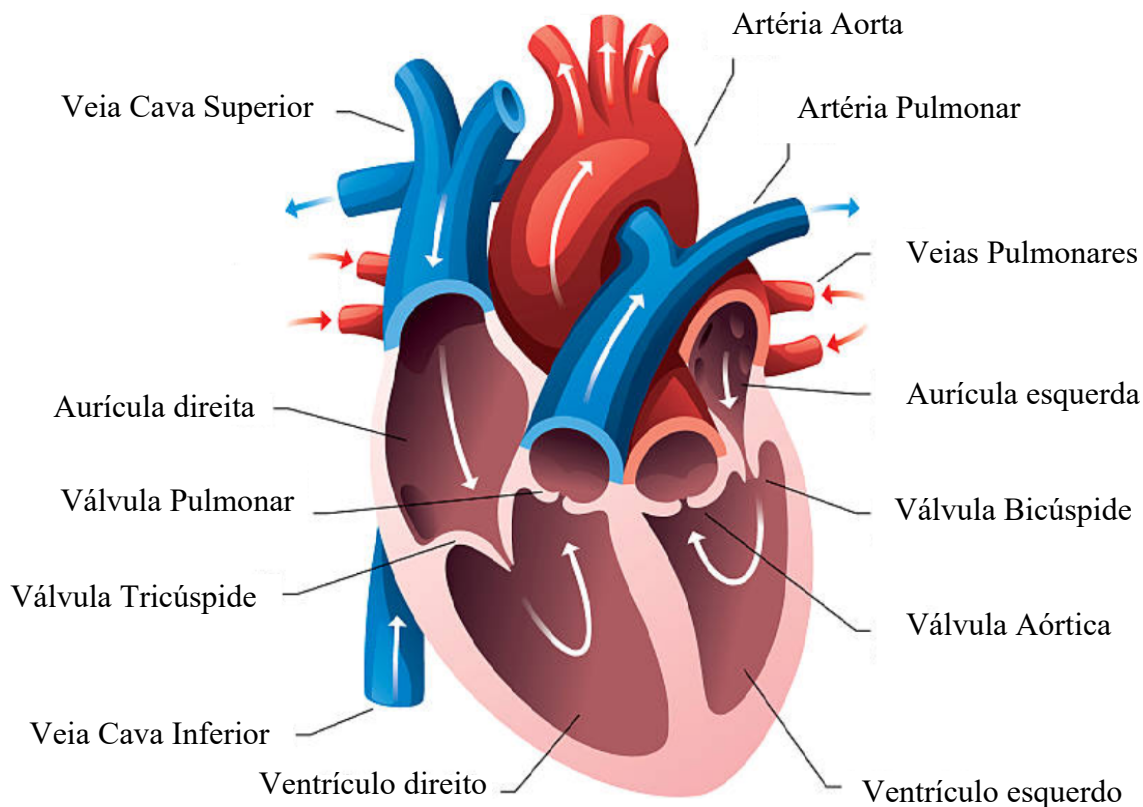
O coração é o órgão responsável por bombear o sangue para todas as partes do corpo. Este músculo é constituído por duas aurículas e dois ventrículos, os quais estão separados pelo septo interventricular e possui como dimensões aproximadas, o tamanho de um punho. Na figura 2.1, encontra-se um esquema representativo do coração humano.

O sangue venoso, rico em dióxido de carbono e em resíduos celulares e pobre em nutrientes, entra na aurícula direita através das veias cava superior e inferior, após ter percorrido os membros superiores e cabeça e o tronco e os membros inferiores, respetivamente. Regressa também o sangue que percorreu as paredes do coração. Após o sangue venoso ter entrado na aurícula direita, é encaminhado para o ventrículo direito, através da válvula tricúspide. Neste, o sangue é encaminhado para os pulmões, de forma a enriquecer o sangue em oxigénio novamente. Este percurso corresponde à circulação pulmonar.

Na aurícula esquerda, o sangue arterial entra após ter vindo dos pulmões, onde ficou rico em oxigénio. Este é encaminhado para o ventrículo esquerdo, pela válvula bicúspide, que impele o sangue para todo o organismo; o ventrículo esquerdo apresenta paredes mais espessas pois implica uma maior pressão associada. Este percurso corresponde à circulação sistémica.

Os movimentos do coração, associados aos dois tipos de circulação do sangue, correspondem a duas etapas: a diástole, em que se enchem as aurículas e os ventrículos e a sístole, onde existe a contração do músculo do coração, que leva ao bombeamento do sangue; e que pode ser ventricular – contração dos ventrículo – ou auricular – contração das aurículas.

[1] [2] [3]



**Figura 2.1**-Esquema representativo do coração humano. [4]

## 2.2. ELETROCARDIOGRAMA (ECG)

O Eletrocardiograma é um exame que registra a atividade elétrica do coração. Todos os componentes do coração têm de estar em plena harmonia; cada pulsação, contração e movimento do tecido do músculo do coração, são comandados por pequenos sinais elétricos, gerados no mesmo. Esta tecnologia permite ler e identificar os sinais elétricos gerados e transmitidos e relacionar os impulsos com os padrões normais. Através deste diagnóstico, qualquer anomalia que o coração possa vir a ter torna-se mais fácil de detectar.

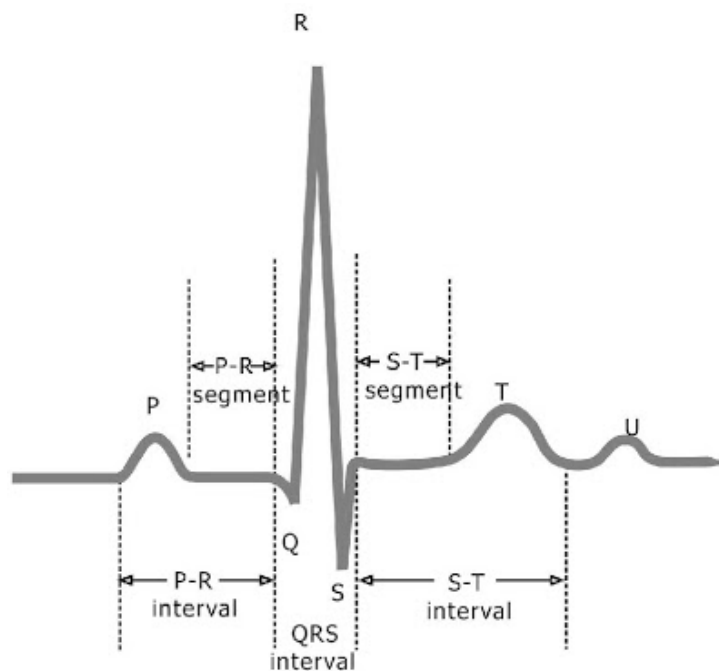
Este exame é o mais indicado para diagnosticar arritmias cardíacas e para que seja feita uma investigação prematura das isquemias cardíacas. O ECG tem também uma grande validade no diagnóstico de outras anormalidades cardíacas, incluindo doenças das válvulas cardíacas.

Na análise convencional do EGC, representada pela seguinte figura 2.2, são visíveis as principais ondas P, R e T. A onda P diz respeito a despolarização arterial (contração), a onda R representa a despolarização ventricular (contração) e a onda T representa a repolarização ventricular (relaxamento). [5]

### 2.2.1. SINAL DO EGC

As ondas representadas no gráfico do ECG demonstram o funcionamento das aurículas (onda P) e dos ventrículos (ondas QRS até à T). Na onda P, é registada a despolarização da aurícula direita, contraindo-se primeiro e seguidamente a despolarização da aurícula esquerda que se contrai por último. O segmento P-R representa o fim da onda P e o início do complexo QRS. A largura da onda QRS, é medida da primeira até a última deflexão do complexo. O segmento S-T representa a fase mais lenta no que diz respeito à repolarização ventricular. A onda T representa a fase rápida da repolarização ventricular. Na imagem seguinte estão representadas e identificadas cada onda e os seus intervalos.

Para que exista impulso elétrico é necessário que as células cardíacas se despolarizem. [5]

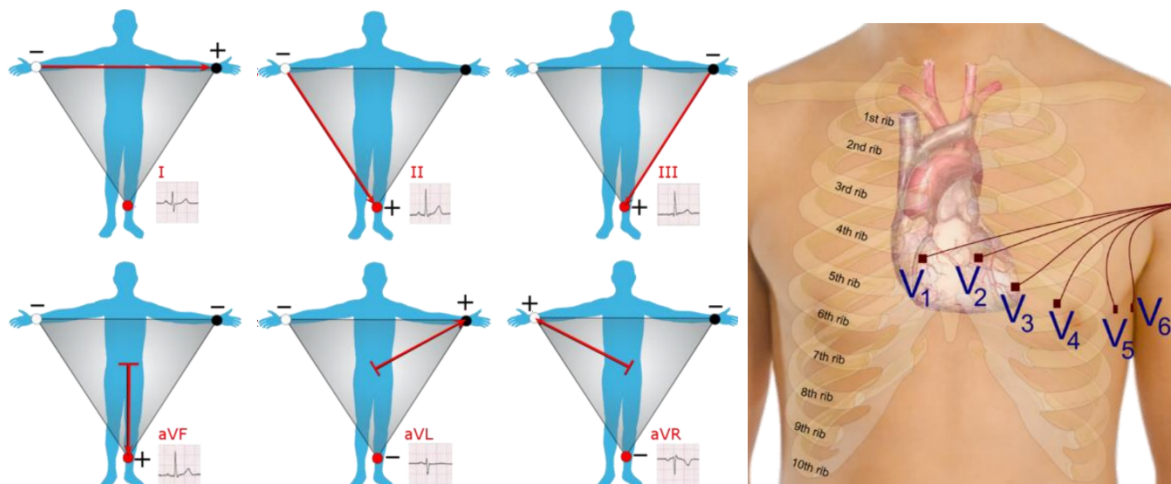


**Figura 2.2-** Esquema representativo de uma onda gerada pelo funcionamento do coração. [6]

## 2.2.2. DERIVAÇÕES DO ECG

Um ECG é por norma, feito a partir de 12 derivações, seis derivações dos membros (I, II, III, aVR, aVL, aVF), e seis derivações do tórax ou precordiais V1 a V6. As derivações aVR (*augmented vector right*), aVL (*augmented vector left*) e aVF (*augmented vector foot*) são denominadas derivações unipolares aumentadas porque são feitas a partir da amplificação do sinal obtido com o elétrico positivo colocado respetivamente no membro superior direito, membro superior esquerdo e membro inferior esquerdo e contrapondo com um elétrico negativo obtido eletronicamente.

As derivações I, II e III são derivações bipolares que são feitas a partir de apenas dois eletrodos dos membros respeitando o método pioneiro no estudo do ECG, triângulo de Einthoven. Por fim, as derivações precordiais são adquiridas através de eletrodos positivos configurados em lugares diferentes específicos na zona do tórax. Na figura 2.3 estão ilustradas as posições de leitura das derivações e cada uma das formas de onda respetivas. [3]

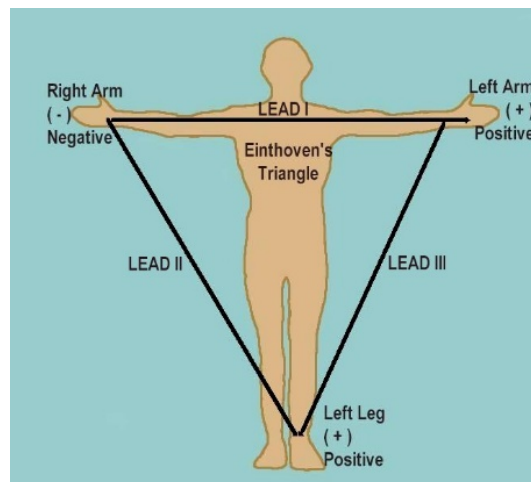


**Figura 2.3** - Derivações dos membros e triângulo de Einthoven. [7]

Além destas derivações já referenciadas, existem outras análises feitas com apenas cinco ou menos eletrodos.

### 2.2.3. TRIÂNGULO DE EINTHOVEN

O triângulo de Einthoven, criado por Willem Einthoven, fornece a base para os locais onde os elétrodos têm de permanecer. As formas de colocação destes dispositivos formam um triângulo equilátero que é constituído pelos membros superiores e inferiores do corpo humano. Qualquer membro inferior pode tomar a posição de referência, no entanto é na perna direita onde se configura desta forma. Existem 3 derivações, a derivação 1, corresponde à tensão eléctrica entre o braço direito e esquerdo, a derivação 2, diz respeito à diferença de potencial entre o braço direito e a perna esquerda e a derivação 3 corresponde à tensão entre o braço esquerdo e a perna esquerda, mantendo a direita como referência. Estas 3 derivações são feitas apenas com 4 elétrodos. Na imagem 2.4 é possível verificar as zonas onde os elétrodos devem ficar instalados. [8] [9]



**Figura 2.4** - Triângulo de Eithoven. [9]

### **2.3. FONOCARDIOGRAMA (PCG)**

O fonocardiograma deteta e regista de forma gráfica os sons emitidos pelo coração, sons esses que são produzidas pelas estruturas cardíacas, resultantes do movimento do coração ao bombear o sangue. O som deriva da turbulência desenvolvida pelo rápido fluxo sanguíneo.

No registo do PCG, há um sinal fisiológico que reflete os movimentos cardíacos mecânicos. Esta tecnologia é utilizada para uma avaliação das válvulas cardíacas e a sua hemodinâmica. Para a gravação de sinais sonoros cardíacos, o PCG analisa batimentos cardíacos captados por um microfone muito sensível para permitir o monitorizar da condição cardíaca. Este sistema oferece as vantagens de não ser invasivo e de fácil configuração. Além disso, não requiere um elevado nível de experiência e habilidade técnica para utilizar e configurar o sistema. O equipamento exhibe os vários tipos de sons emitidos pelo coração por meio de um gráfico com as diversas ondas.

O Fonocardiograma oferece uma indicação muito relevante do efeito do exercício coração, ou seja, o atleta que utilize este sistema, consegue avaliar o efeito do exercício intensivo no seu coração e posteriormente avaliar se o mesmo é ou não perigoso para a sua saúde. Esta medição dos sons cardíacos após e durante o exercício físico, é uma técnica fácil e barata comparativamente aos outros testes. [10]

### 2.3.1. SONS CARDÍACOS E AS SUAS CARACTERÍSTICAS

Neste subcapítulo será abordado com profundidade cada um dos fenômenos acústicos produzidos no interior do coração humano assim como, as suas causas, as suas frequências, relações com a onda do sinal ECG e duração.

Existem 4 áreas de auscultação cardíaca para se analisar, (Aórtico, Pulmonar, Tricúspide e Mitral) interligadas a situações produzidas com uma maior intensidade por cada válvula cardíaca correspondente.

No caso do PCG, são analisados os sons visualizados através da auscultação, estes fenômenos acústicos são feitos no dentro do coração e dos vasos sanguíneos. São possíveis de avaliar 4 sons cardíacos, os de alta frequência, primeiro (S1) e segundo (S2) fenômenos cardíacos e os de baixa frequência, o terceiro (S3) e o quarto (S4) sons, sendo os dois últimos indicativos de um mau funcionamento do coração.

O ciclo cardíaco de um coração saudável, representado na figura 2.11, é constituído apenas por S1 e S2. Entre estes dois sons ocorre um fenómeno chamado de sístole, e entre S2 e S1, começando um novo ciclo ocorre uma diástole. A fase de alargamento, quando o coração se enche de sangue, dá-se o nome de diástole e por sua vez, a fase de contração, quando o coração expulsa o sangue do seu interior designa-se sístole. [11]

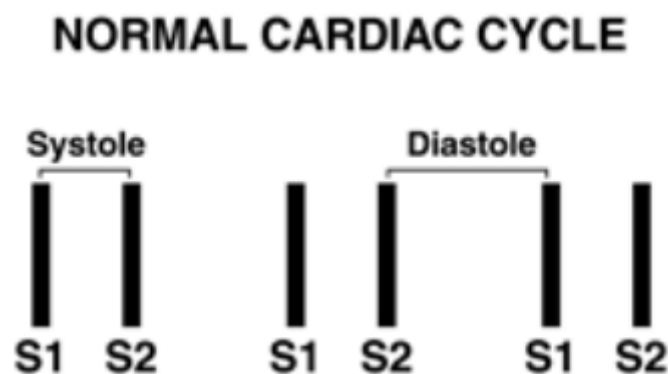


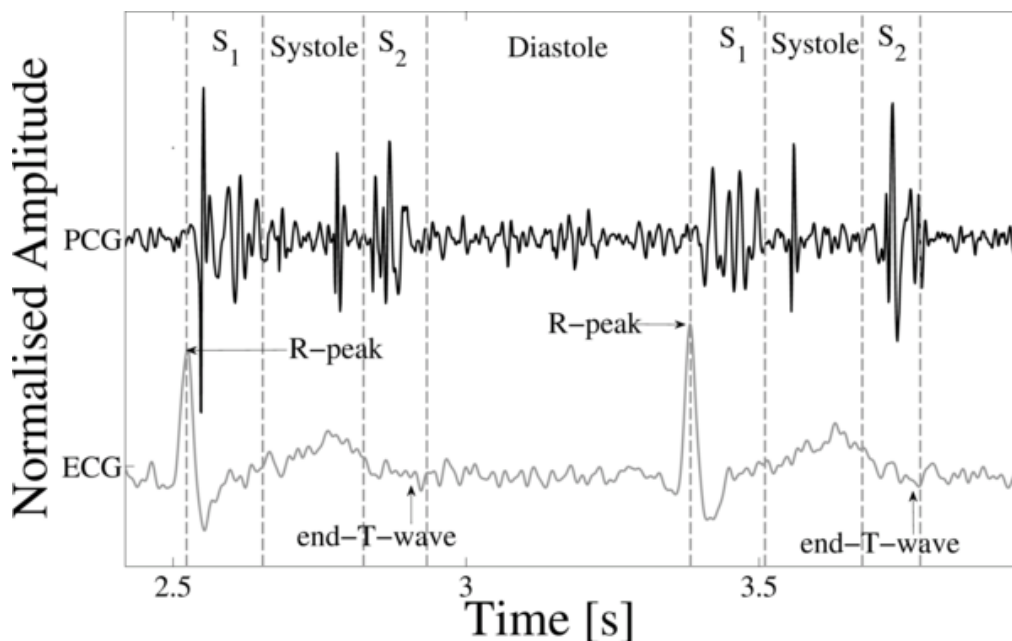
Figura 2.11 - Ciclo cardíaco normal. [12]

O S1 é um fenómeno acústico de elevada frequência, de 50 a 150 Hz e com duração de 70 a 150 ms e de maior intensidade que é gerado através do encerramento das válvulas mitral e tricúspide (válvulas atrioventriculares) quando fecham.

O S2, é um som, tal como S1, de elevada frequência, de 50 a 200 Hz e com duração de 60 a 120 ms, produzido através das válvulas correspondentes à parte aórtica e à parte pulmonar, durante o fechamento das mesmas.

O S3, é um som com uma frequência inferior (mais grave), de 50 a 90 Hz e com duração de 40 a 100 ms que surge a partir de um eventual mau funcionamento do coração, que pode ter origem no ventrículo direito, com maior intensidade no Foco Tricúspide ou no ventrículo esquerdo com maior intensidade no Foco Mitral.

O S4, é um som de baixa frequência de 50 a 80 Hz e com duração de 40 a 80 ms que é produzido através da contração Auricular. Na figura 2.12, são representados os principais sons produzidos pelo coração a par dos picos elétricos captados pelo eletrocardiograma, com referência às sístole e diástole, durante um ciclo cardíaco. [13]



**Figura 2.12** - Sinais de aquisição no PCG. [14]

A onda R registada pelo eletrocardiograma, corresponde ao primeiro som, S1, produzido pelo fechar das válvulas atrioventriculares.

### 2.3.2. ÁREAS DE AUSCULTAÇÃO DO CORAÇÃO

De forma a que seja feita uma correta análise de uma determinada área (Aórtica, Pulmonar, Tricúspide e Mitral) é necessário a colocação do equipamento miniaturizado PCG no local mais indicado que no caso do mesmo, na região do tórax mais próxima do coração, para que sejam registados os sons S1 e S2, incidindo nas áreas Mitral e Tricúspide. Na figura 2.13 está representado as possíveis regiões onde é possível “ouvir” o coração humano. [11]

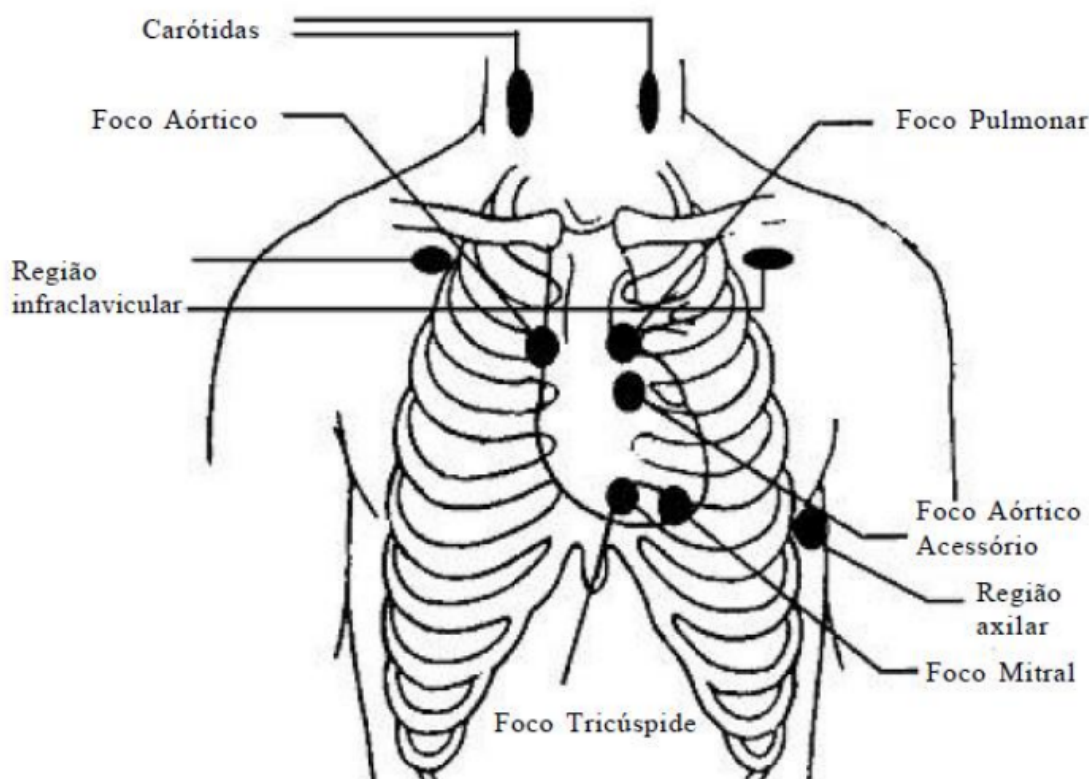


Figura 2.13 – Áreas de auscultação do coração. [15]

### 2.3.3.       **SENSORES PARA ADQUIRIR O SOM DO CORAÇÃO**

A decisão de escolha de um microfone para que o mesmo adquira os fenômenos acústicos produzidos pelo coração, é muito importante na medida em que deve ser feita uma avaliação da impedância dos circuitos eletrônicos, como a resposta em frequência, o modo de funcionamento, a sensibilidade, o tamanho e a forma como são captados os sinais.

Os sensores utilizados para converter energia acústica em sinais elétricos tem o nome de transdutores, neste caso podem ser chamados de microfones. A membrana que está instalada neste tipo de componente, sofre uma movimentação e esta posteriormente convertida num sinal elétrico proporcional à intensidade da vibração da mesma. O microfone encontra-se no colocado sob o peito do atleta, para que os fenômenos acústicos do coração sejam medidos e analisados pelo sistema de aquisição miniaturizado do PCG.

A oposição da passagem da corrente elétrica num determinado circuito tem o nome de impedância e o seu módulo varia de acordo com a frequência. O microfone, nos dias de hoje, tem impedâncias dentro de uma gama de 50 e 600 Ohm, de forma a que o amplificador para este tipo de microfone deve ter uma impedância de entrada por volta de 10 a 20 vezes maior que a impedância de saída do microfone. Esta relação resulta de uma resposta em frequência com menores oscilações, portanto mais uniforme. Nas impedâncias muito baixas, o microfone dissipa uma maior potência, quando as ondas sonoras movimentam a sua membrana, aumentando o risco de distorções. No caso de impedâncias maiores garantem um desempenho melhor, mas tem a contrapartida de perda de frequências mais altas, fazendo com que alguns circuitos internos do microfone oscilem e ampliando o ruído nos cabos.

De acordo com o modo de funcionamento dos microfones, existem diversos tipos como:

- Eletrostático (capacitivo e eletreto);
- Piezoelétrico (de cerâmica ou cristal);
- Piezoresistivo (carbono);
- Eletromecânicos (Micro-Eletric-Mechanical System (MEMS));
- Eletromagnético (íman móvel);
- Eletrodinâmico (bobina móvel);

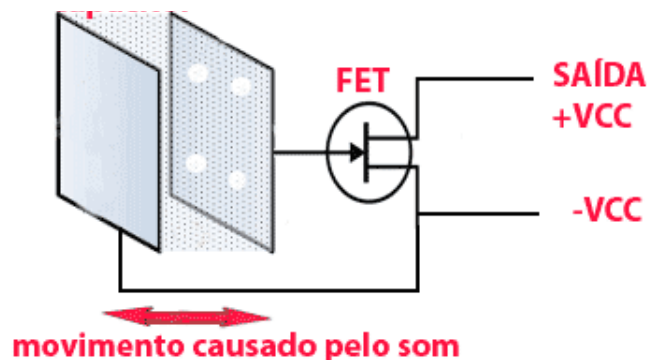
Os microfones mais utilizados no desenvolvimento de um sistema PCG são os capacitivos, os de eletreto, os de efeito piezoelétrico e os sensores eletromecânicos (MEMS), de forma a que serão estes os mais estudados e analisados. [16]

### 2.3.3.1. Eletrostático

No corpo humano o acumular de energia do tipo eletrostática é muito abordada. Quando por exemplo se esfrega uma caneta na manga de uma camisola e se aproxima de pedaços de papel existe uma atração entre a caneta e o papel e mesmo quando por vezes se toca num material condutor elétrico e se sente uma descarga elétrica de elevada tenção, estes dois exemplos surgem do efeito da energia eletrostática.

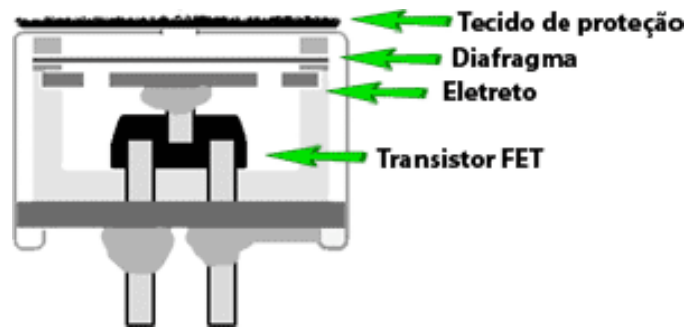
O microfone eletrostático (condensadores e eletreto) utiliza um diafragma condutivo e uma placa paralela fixa carregada eletricamente formando assim um condensador com sensibilidade às variações das ondas sonoras.

O microfone de eletreto consegue armazenar a carga de forma permanente precisando de uma fonte de energia externa porque o eletreto é um tipo de polímetro carregado eletricamente. O diafragma pode ser de plástico (polímero), mas coberto por material condutor de reduzida espessura e a placa fixa é composta por um metal rígido em conjunto com uma cerâmica. Na figura 2.14 está ilustrado o princípio de funcionamento do microfone de eletreto.



**Figura 2.14** - Princípio de funcionamento do sensor eletreto. [17]

Estas duas placas estão separadas, mas que quando carregadas eletricamente, variando o espaço entre estes dois componentes haverá alteração nas cargas, originando uma tensão nos terminais do microfone. O movimento das placas causado pelas ondas sonoras mudando a distância entre os elétrodos altera o efeito capacitivo excita o JFET que é um transistor de efeito de campo. Na figura 2.15 estão identificados os componentes que residem num microfone de eletreto.

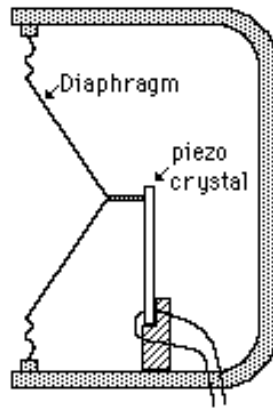


**Figura 2.15** - Estrutura interna do transdutor de eletreto. [17]

Nesta imagem, tem-se em atenção os principais componentes do microfone de eletreto e a disposição entre eles para uma fácil interpretação em termos de funcionamento. A caixa exterior está ligada à massa que por sua vez está ligada ao dreno do JFET. A placa de eletreto está ligada ao conector de base do JFET e a caixa do microfone está ligada a massa e conectada ao Dreno do transistor. [16]

#### **2.3.3.2. Piezoelétrico (cerâmica ou cristal)**

O microfone piezoelétrico, também apelidado como cerâmico ou cristal, é um transdutor que gera uma força eletromotriz criada com origem na deformação de um cristal, em que o mesmo possui características piezoelétricas. A diferença de potencial causada pela deformação do cristal, é proporcional ao deslocamento das ondas sonoras. Existem duas formas de funcionamento deste transdutor, a primeira em que a pressão pode ser recebida de forma direta causando uma deformação do material dando origem a uma corrente elétrica e a segunda pelo diafragma unido ao cristal, colocando uma tensão aos seus terminais, deformando o mesmo. No caso de o cristal ser estimulado por corrente elétrica vibra. Na figura 2.16 são apresentados os componentes e a sua disposição interna no transdutor piezoelétrico.



**Figura 2.16** - Componentes e disposição interna de um transdutor piezoelétrico. [18]

Existem duas formas de conceber este tipo de transdutor, a viga piezoelétrica é acoplada junto do diafragma, forma mais usual, ou o diafragma é constituído de material piezoelétrico, opção menos usual na medida em que existem escassas opções para conceber membranas deste tipo de material. [16] [18]

### 2.3.3.3. Eletromecânico (MEMS)

Os transdutores do tipo MEMS levaram ao desenvolvimento de pequenos microfones, mas com elevado desempenho. Este tipo de sensor sonoro oferece uma relação sinal ruído alta, baixo consumo energético e uma sensibilidade boa, usam sensores capacitivos detetando alterações nas capacidades. Estes sensores acústicos são produzidos em linhas de produção de semicondutores usando *wafers* de silício e processos altamente automatizados. Camadas de diferentes materiais são depositadas em cima de uma pastilha de silício e, em seguida, o material indesejado é então retirado, criando uma membrana móvel e uma placa traseira fixa sobre uma cavidade na base da pastilha. Na figura 2.17 está representado em corte, um microfone MEMS e também o seu princípio de funcionamento:

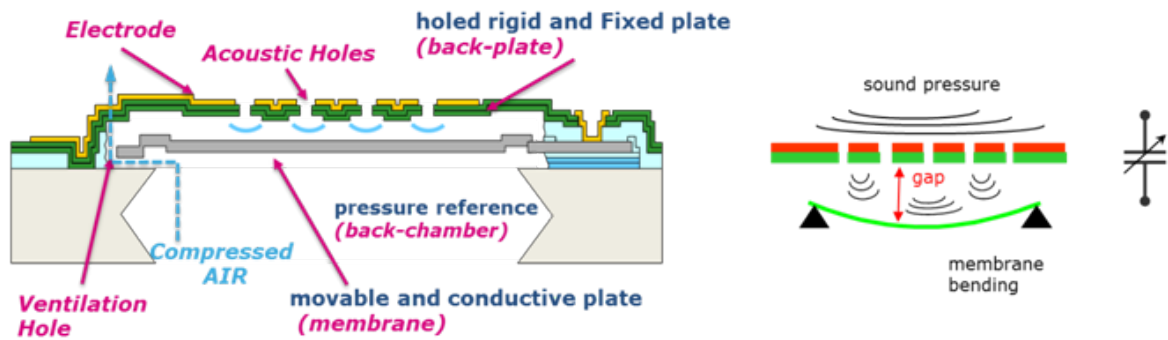


Figura 2.17 – Princípio de funcionamento de um microfone eletromecânico. [19]

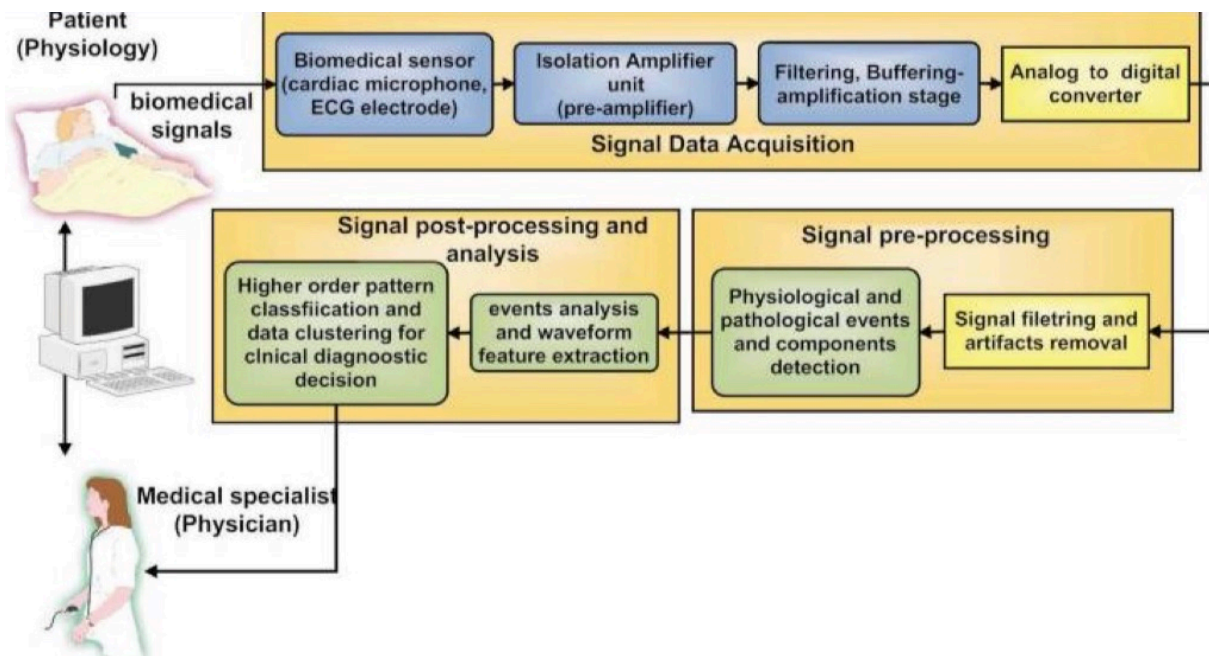
A placa traseira do sensor é uma estrutura rígida perfurada que permite que o ar se mova facilmente através dela, enquanto a membrana é uma estrutura sólida e fina que se mova em resposta à mudança na pressão do ar causada por ondas sonoras.

Mudanças na pressão do ar criadas pelas ondas sonoras fazem com que a fina membrana se mova enquanto a placa traseira mais espessa permanece imóvel enquanto o ar se move através das suas perfurações. O movimento da membrana cria uma mudança na quantidade de capacidade entre a membrana e a placa traseira, que é traduzida num sinal elétrico. [19] [20]

### 2.3.4. DIAGRAMA DE BLOCOS GERAL DE SISTEMAS PCG

As arquiteturas de PCG, foram estudadas de forma a melhorar compreensão das diferenças entre as mesmas a fim de esclarecer uma arquitetura base necessária ao funcionamento de um sistema de fonocardiograma completo.

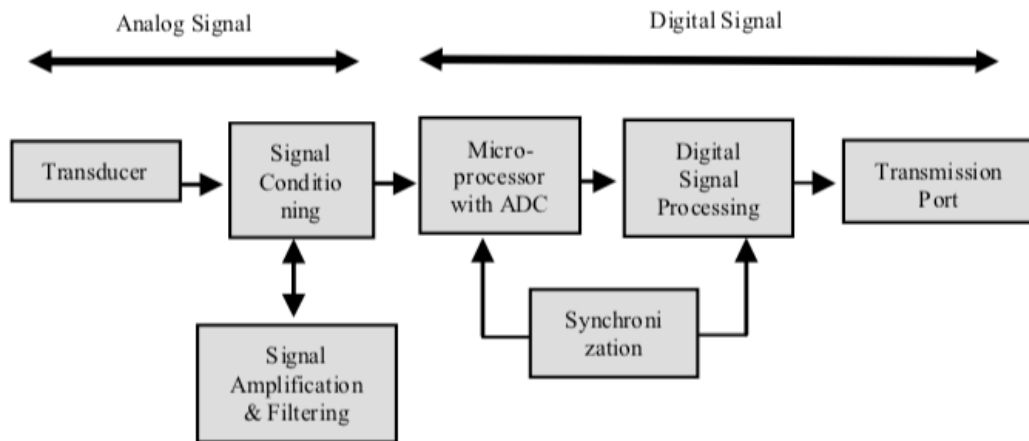
A figura 2.18 mostra um diagrama de blocos da aplicação geral de processamento de sinais biomédicos, ou seja, sinais captados por elétrodos ou por microfones, podendo ser um sistema adaptado ao ECG ou PCG. Existem três grandes etapas a serem respeitadas na concepção de um sistema de aquisição de PCG ou ECG utilizado na medicina, a primeira é relativa à captação de sinais vitais, que inclui, um microfone, um pré-amplificador, um filtro e um conversor de sinais analógicos para digitais, a segunda é o pré-processamento do sinal, ou seja, o sinal é trabalhado de forma a que possíveis ruídos sejam minimizados e na terceira etapa é feito o processamento e análise do sinal obtido e tiradas as conclusões.



**Figura 2.18** – Diagrama de blocos geral de sistemas PCG. [21]

A figura 2.19 representa um outro sistema PCG simplificado em duas partes. A parte correspondente ao sinal analógico, que inclui o transdutor e o acondicionamento de sinal, composto pelo amplificador e respectivos filtros. A parte que diz respeito ao sinal digital

possuí um conversor analógico para digital embutido no microprocessador, processando assim o sinal digital sincronizado com o respetivo conversor AD.



**Figura 2.19** – Diagrama de blocos do processamento de sinal.

O sinal é captado por transdutor, mais concretamente, um microfone, depois o sinal é filtrado e só depois amplificado, para que potenciais ruídos não sejam amplificados. Com o sinal analógico preparado, torna-se necessário converter para digital para ser processado pelo microcontrolador e só depois transmitido.

### 2.3.5. SISTEMAS MINIATURIZADOS PCG DE BAIXO CUSTO EXISTENTES NO MERCADO

Neste subcapítulo, são apresentados alguns dos sensores de fonocardiograma existentes no mercado, que tem como propósito, a amplificação dos sons cardíacos para posterior auscultação e análise.

Os seguintes modelos foram estudados:

- HSM-300 Heart sounds Monitor from IWORK
- StethoMe, My Home Stethoscope

## HSM-300 Heart sounds Monitor

O HSM-300 é um dispositivo simples que converte as ondas sonoras, criadas pelas válvulas cardíacas durante o seu funcionamento, em tensões que podem ser guardadas e posteriormente verificadas. Um sensor piezoelétrico, montado na lateral do HSM-300, capta as vibrações criadas pelos sons do coração. Os cristais piezoelétricos no sensor convertem as mudanças de pressão criadas pelas vibrações em tensão. Estas, geralmente são registadas junto com o ECG do paciente para identificar os sons específicos do coração que ocorrem durante a contração e o relaxamento ventricular. A imagem seguinte representa o sistema miniaturizado de fonocardiograma.



**Figura 2.20** - Monitor de sons cardíacos HSM-300. [22]

O sensor do HSM-300 é colocado no peito do utilizador numa das quatro áreas de auscultação. Essas áreas estão localizadas sobre as áreas do coração contendo as válvulas que geram os sons do coração que podem ser ouvidos com um estetoscópio. O sensor do HSM-300 capta as ondas sonoras de baixa frequência dos sons cardíacos e converte essas ondas em tensão que podem ser vistas utilizando um computador. A saída do HSM-300 é amplificada para que as ondas gravadas tenham cerca de 1V de amplitude. [22]

## StethoMe, My Home Stethoscope

StethoMe, representado na figura 2.21, é um sistema miniaturizado PCG, um pequeno estetoscópio digital que examina e analisa. É um dispositivo inteligente que permite saber em tempo real o estado de saúde do utilizador. Este equipamento analisa o funcionamento do corpo e na eventualidade de existir algum problema respiratório ou cardíaco, entra em contacto com um médico de forma imediata.

As funcionalidades do StethoMe são as seguintes:

- Funcionamento através de redes Wireless;
- Monitorização de doenças de longa duração;
- Exame ao coração, nomeadamente o som;
- Análise à frequência cardíaca;
- Historial médico;
- Inteligência artificial.

Este equipamento conecta-se com o Smartphone (Iphone ou Android) e sincroniza os dados médicos coletados pelos sensores com uma aplicação que faz a gestão do aparelho.



**Figura 2.21** - Estetoscópio miniaturizado StethoMe. [23]

Este sistema miniaturizado funciona sobre uma plataforma de telemedicina, que partilha os dados coletados do paciente com o respetivo médico. [23] [24]



# 3. SISTEMA DE AQUISIÇÃO DO PCG

No presente capítulo serão apresentadas as partes mais relevantes do projeto em subcapítulos designados: arquitetura e especificações do sistema, aspeto do protótipo final e registo do PCG. Na parte relativa à arquitetura é apresentado um diagrama de blocos geral, depois em cada subcapítulo referente a uma parte do sistema de aquisição PCG, é apresentado um diagrama de blocos mais específico.

## 3.1. OBJETIVOS DO SISTEMA

Depois do estudo elaborado no capítulo 2, torna-se necessário definir de forma faseada os requisitos do projeto. O sistema será desenvolvido tendo por base as condições definidas no presente capítulo. Os requisitos são:

- Sistema com baixo consumo energético e eficiente;
- Sistema o mais compacto e barato possível;
- Garantir a compatibilidade com todos os dispositivos com acesso à internet;
- Auscultação do som emitido pelo coração;
- Análise da frequência cardíaca;
- Visualização das ondas que ilustram o batimento cardíaco;

- Verificação do bom funcionamento do coração;
- Criação de uma rede *wireless* para uma fácil interpretação dos valores cardíacos.

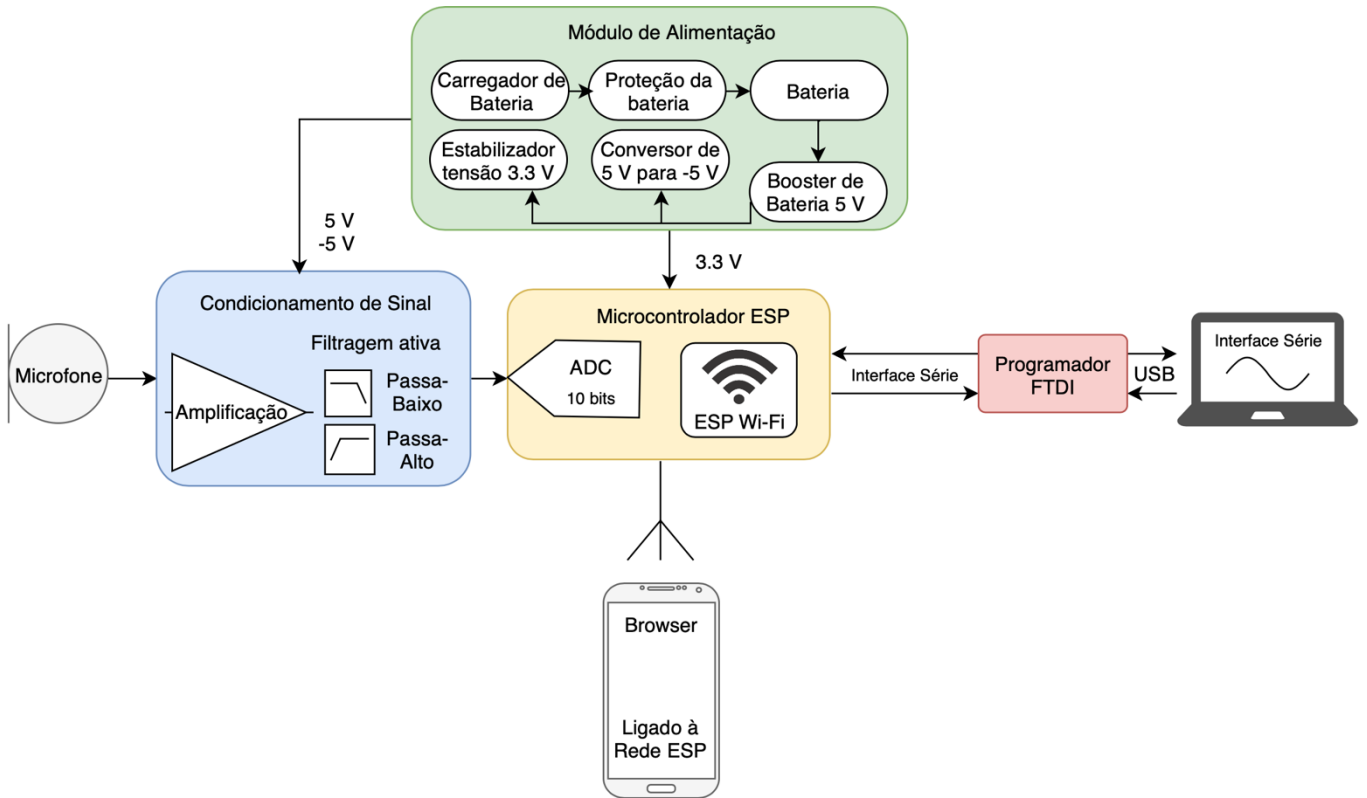
Para que estes requisitos sejam exequíveis, todos os componentes e módulos necessários ao funcionamento do sistema, vão estar num PCB organizados e interligados entre si e ao microcontrolador. O sistema é composto por vários módulos independentes responsáveis pela alimentação, pelo tratamento do sinal adquirido pelo microfone e pela *interface* com o microcontrolador, para os mesmos serem processados. Na parte da alimentação, estão incluídos os módulos de gestão de bateria, como o de carregamento e o *booster*. O módulo que converte a tensão positiva para negativa e o módulo que regula a tensão de 5 V para uma tensão de 3.3 V também fazem parte da gestão da energia do sistema. O microcontrolador além de tratar do sinal recebido, cria uma rede *wireless* acessível a qualquer dispositivo móvel, em que o mesmo entra no navegador de *internet* e acede uma página *web* com os dados de leitura dos seus batimentos cardíacos em tempo real.

Todos os componentes intervenientes no projeto devem ter um tamanho e custo reduzido, desta forma existirá mais eficiência energética, maior facilidade de implementar no mercado derivado do custo ser baixo, maior eficácia e eficiência na redução do sistema numa só placa autónoma e de dimensões compactas.

### **3.2. ARQUITETURA E ESPECIFICAÇÕES DO SISTEMA**

O diagrama apresentado na figura 3.1, ilustra de uma forma simplificada os blocos e componentes utilizados na elaboração do sistema, a estrutura e interfaces entre os mesmos. O primeiro bloco é relativo ao transdutor utilizado para captar o sinal sonoro e converter para um sinal elétrico. O segundo bloco é referente a todo o circuito de condicionamento de sinal, incluindo o circuito de amplificação e filtragem do mesmo. O terceiro bloco designa o microcontrolador, nele se inclui o ADC, responsável por converter o sinal analógico recebido pelo circuito de condicionamento de sinal para um sinal digital para que o posso processar e posteriormente analisar os batimentos cardíacos, baseando-se nas amostras adquiridas pelo ADC e por fim é criada uma rede *wireless* de fácil acesso para o utilizador em que nela é apresentada uma página *web* com todas as informações necessárias à monitorização do comportamento do coração, para que desta forma o utilizador final esteja

ocorrente em tempo real da sua situação cardíaca. O quarto bloco, módulo de alimentação retrata todos os circuitos utilizados na elaboração do sistema de alimentação da placa.



**Figura 3.1** - Arquitetura simplificada do sistema

A arquitetura do sistema foi implementada assegurando a compatibilidade de todos os componentes. Todo este sistema assenta numa única placa de circuito impresso de dimensões compactas.

### 3.3. ASPETO DO PROTÓTIPO FINAL

O presente subcapítulo retrata o protótipo final funcional que incluí todos os circuitos e módulos descritos de forma organizada nesta unidade, os componentes foram comprados à parte e soldados posteriormente por mim. O protótipo está representado em escala na imagem 3.2, na parte frontal e na imagem 3.3 na parte traseira, de forma a evidenciar o seu tamanho reduzido:

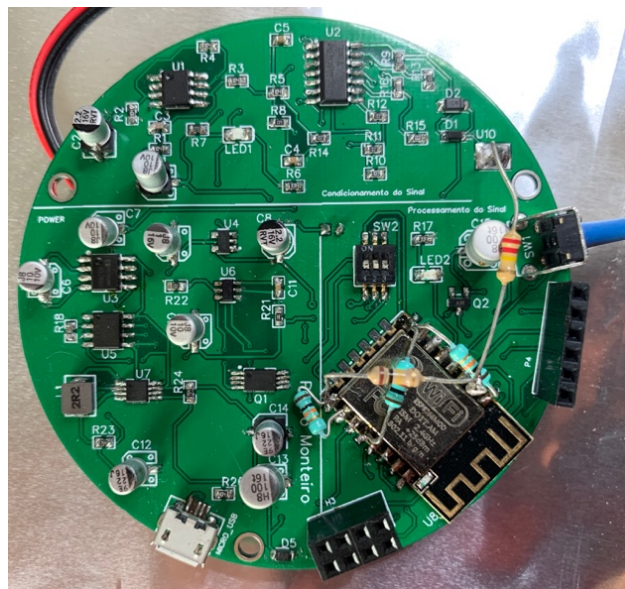


Figura 3.2 - Protótipo final funcional – parte frontal

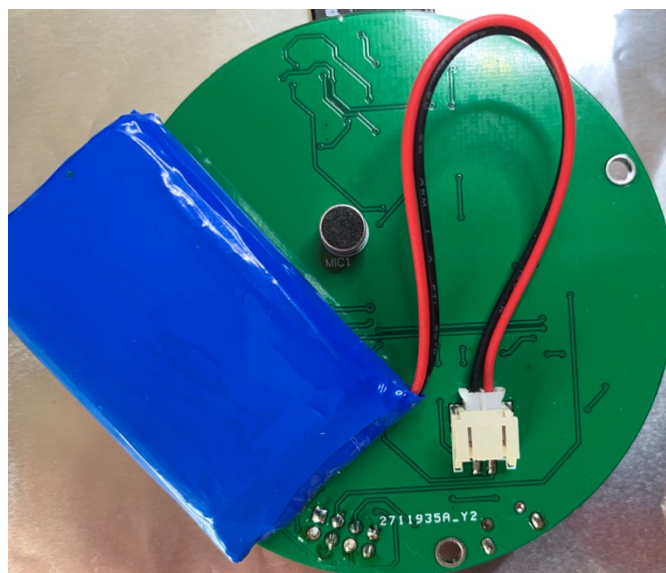


Figura 3.3 - Protótipo final funcional - parte traseira

### 3.4. REGISTO DO PCG E O SEU CONDICIONAMENTO DE SINAL

Neste subcapítulo, os principais componentes inerentes ao projeto serão descritos de uma forma aprofundada.

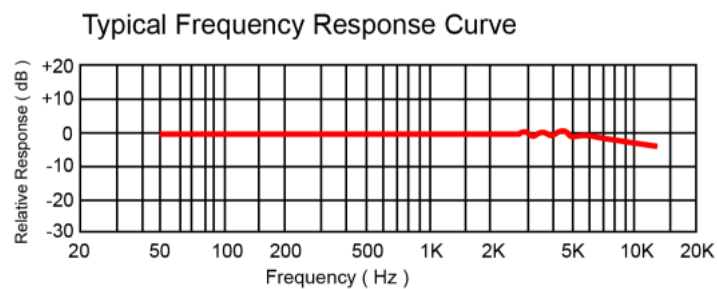
#### 3.4.1. MICROFONE ESCOLHIDO

A escolha do microfone tem que satisfazer várias especificações no que diz respeito à sua sensibilidade, à sua impedância e também à sua resposta em frequência. O transdutor escolhido foi o MC6035P fabricado pela LOUDITY. Este sensor é do tipo “eletreto”, além disso possui um tamanho pequeno, com elevados índices em termos de relação sinal-ruído e elevada sensibilidade [25]. Na imagem 3.4 encontra-se representado o microfone.



**Figura 3.4** - Microfone de eletreto

A escolha deste transdutor justifica-se pela sua resposta em frequência típica verificada no gráfico da figura 3.5:



**Figura 3.5** - Resposta em frequência do Microfone [25]

Analisando o gráfico, verifica-se que o transdutor apresenta um comportamento linear para frequências baixas a partir dos 50 Hz até aproximadamente 3 kHz, o que é vantajoso pelo facto de ser necessário captar frequências acima de 100 Hz até aproximadamente 200 Hz.

Este microfone tem uma largura de banda de transmissão que começa nos 50 Hz até aos 13 kHz, podendo assim auscultar de forma precisa o som dos batimentos do coração. Na tabela 3.1 encontram-se detalhadas as suas características.

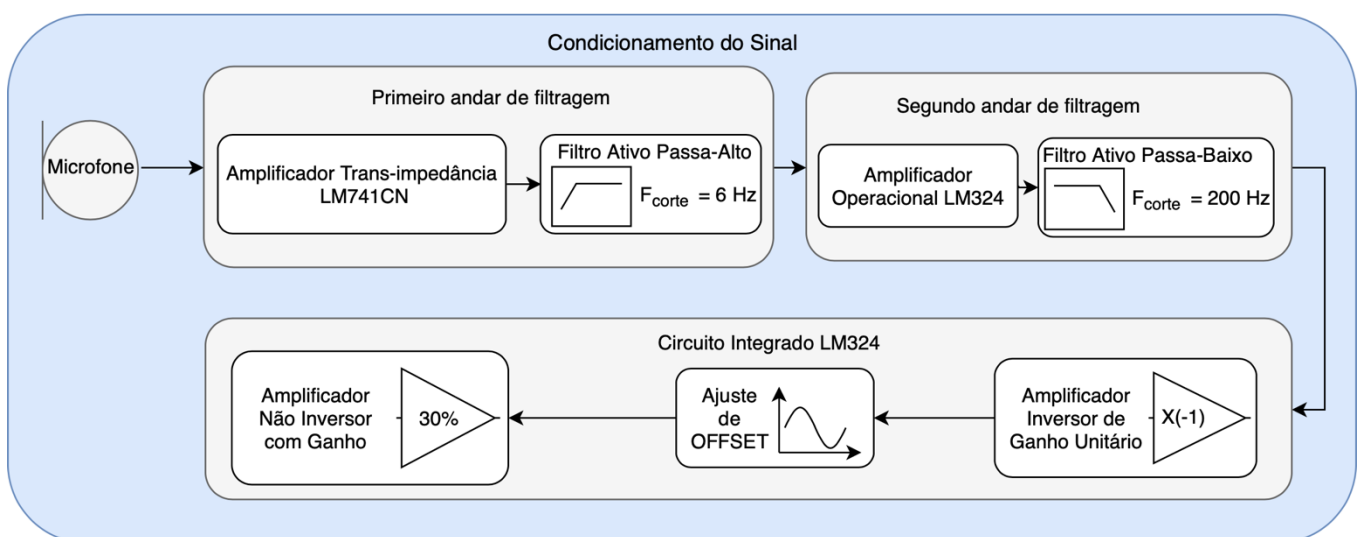
**Tabela 3.1** - Especificações do Microfone [25]

Características	Valor
Sensibilidade	-35 dB $\pm$ 4 dB
Tensão de operação	1 a 10 V
Relação Sinal- Ruído	> 60 dB
Consumo de corrente máximo	0,5 mA
Impedância	2,2 $\Omega$

Este componente tem a vantagem de ter dimensões muito reduzidas, um custo muito baixo e um consumo mínimo de corrente, o que faz dele ideal para implementar num sistema portátil e miniaturizado.

### 3.4.2. ARQUITETURA DO SISTEMA DE CONDICIONAMENTO DE SINAL

No presente subcapítulo, é exibida a arquitetura, de uma forma mais pormenorizada de todo o circuito de condicionamento de sinal do sistema na imagem 3.6:



**Figura 3.6** - Arquitetura do sistema de condicionamento de sinal

### 3.4.3. FILTRO ATIVO PASSA-ALTO E AMPLIFICAÇÃO

O condicionamento de sinal é dividido em vários andares de forma a otimizar o sinal para os parâmetros pretendidos. O sinal de saída do microfone tem amplitude na ordem dos mV derivado da reduzida intensidade dos sons do coração. O microfone selecionado para adquirir estes sons foi o MC6035P por ser um microfone de elevada sensibilidade.

O circuito apresentado na figura 3.7 foi dimensionado no sentido de apenas necessitar de uma única fonte de alimentação [26]. A alimentação de todo o sistema é de 5 V por ser um valor padrão e exequível de ser providenciado por uma bateria. Este valor providencia uma tensão sempre positiva no sinal de saída do amplificador operacional para que o ADC do microcontrolador funcione corretamente.

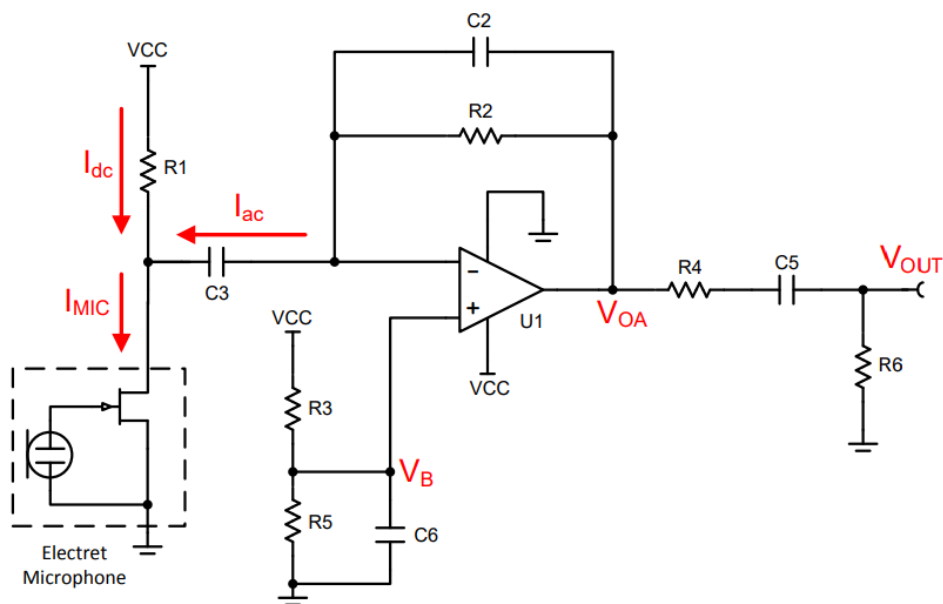


Figura 3.7 - Circuito de alimentação do sensor de eletreto [26]

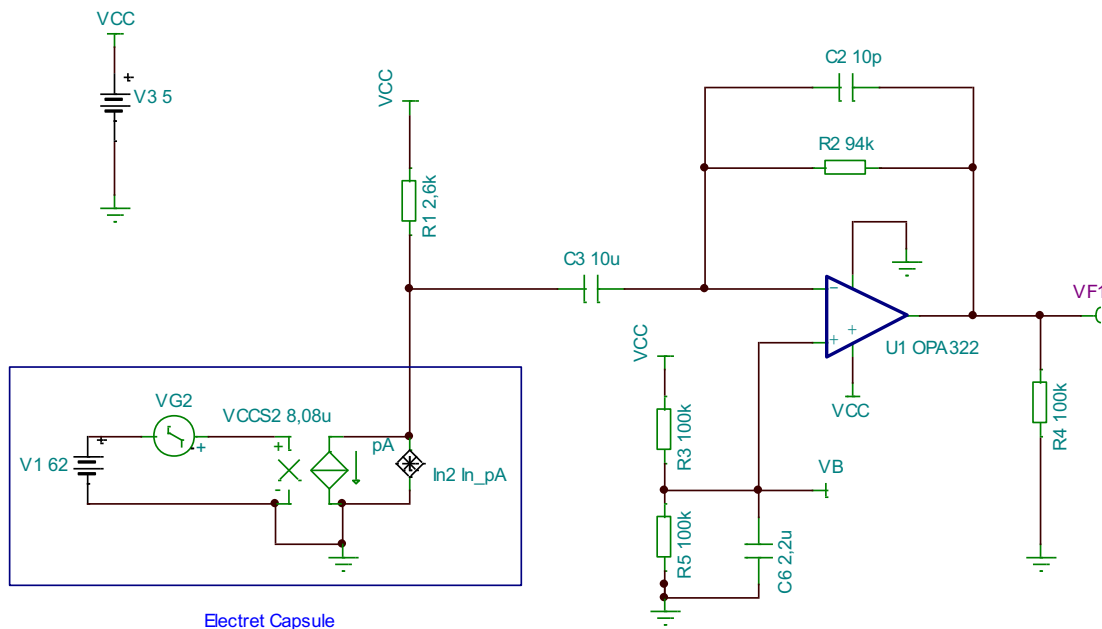
A corrente do microfone,  $I_{MIC}$ , está dividida em duas componentes, uma contínua e uma alternada. A componente contínua polariza o transistor de junção de efeito de campo, JFET interno do transdutor e a componente alternada é a parte do sinal gerada através das ondas sonoras quando entram em contacto com o diafragma do microfone. Apenas existe interesse em ler e aumentar a amplitude da componente alternada. Desta forma, torna-se necessário que a impedância de C3 seja muito reduzida face a R1 para que a parte alternada do sinal  $I_{MIC}$  percorra C3 e não R1. O amplificador operacional utilizado no circuito de alimentação executa as funções de um amplificador de transimpedância, desta forma a

componente alternada de  $I_{MIC}$  é transformada em tensão [26]. Alterando o valor de  $R_2$ , o ganho do amplificador operacional também se altera de acordo com a seguinte equação 3.1.

$$V_{OA} = I_{AC} * R_2 + V_B \quad (3.1)$$

As resistências  $R_3$ ,  $R_5$  e o condensador  $C_6$  unificam a saída entre a fonte de alimentação e a massa para que desta forma, o circuito usufrua de toda a amplificação disponível. O condensador  $C_5$  em série permite eliminar a componente contínua, desta forma o sinal fica centrado em zero, por isso assume valores positivos e negativos porque o *offset* passa a ser um valor nulo.

O *software* da *Texas Instruments* “TINA” foi utilizado para efetuar todas as simulações presentes neste capítulo a fim de compreender o funcionamento de todo o sistema de condicionamento de sinal. O esquema elétrico presente na figura 3.8 é um modelo disponibilizado pela empresa *Texas Instruments* para simular o funcionamento do microfone de eletreto acoplado a um amplificador operacional.



**Figura 3.8** - Circuito de condicionamento do sinal, transdutor eletreto

A tensão de alimentação do circuito é de 5V, desta forma, torna-se necessário calcular o valor da resistência  $R_1$ . O valor de  $R_1$  é obtido a partir da equação 3.2. A tensão

de alimentação do microfone é 3,7 V e  $I_S = 0,5$  mA, assim a resistência assume um valor de 2,6 k $\Omega$ . Para calcular o valor de C3 recorre-se a equação 3.3, a frequência de corte deste filtro passa-alto pode ser de 5 Hz e o resultado é um valor de 10  $\mu$ F para o condensador C3.

$$R_1 = \frac{V_{CC} - V_{MIC}}{I_S} \quad (3.2)$$

$$C_3 = \frac{1}{2 * \pi * R_1 * f_c} \quad (3.3)$$

De forma a obter o ganho do amplificador, recorre-se à equação 3.2, tendo para isso que se analisar a sensibilidade do microfone convertendo este valor em dB para uma grandeza que seja linear para efetuar os cálculos. A sensibilidade do microfone em dB é obtida com uma pressão de 1 Pascal e é relativa a 1 V. É necessário converter a sensibilidade para Volts por Pascal, o microfone tem na sua saída uma ondulação de 17,78 mV em cada Pascal de pressão que seja identificado no seu diafragma obtido na equação 3.4.

$$10^{\frac{-35 \text{ dB}}{20}} = 17,78 \text{ mV/Pa} \quad (3.4)$$

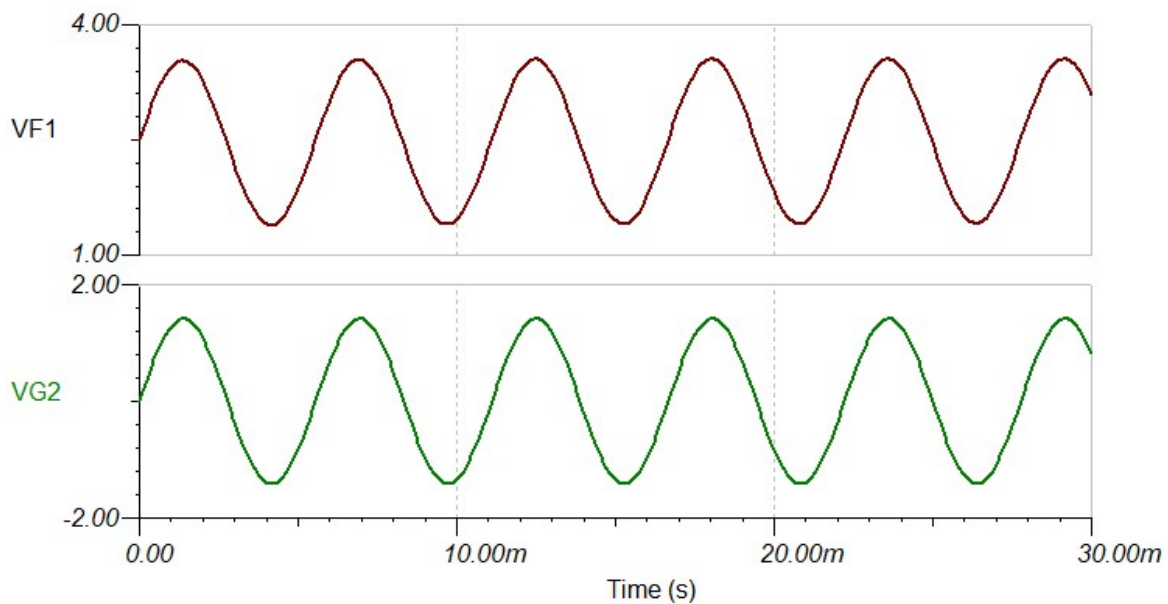
Sabendo o valor da sensibilidade em Volts por Pascal, para calcular a corrente por uma unidade de pressão, basta usar a Lei de Ohm. A sensibilidade do microfone foi obtida para uma resistência R1 de 2,2 k $\Omega$ . Usando a Lei de Ohm, basta dividir a tensão pela resistência R1 e tem-se a corrente, de acordo com a equação 3.5, o valor é 8,083  $\mu$ A como corrente de saída do transdutor.

$$\frac{17,78 \text{ mV/Pa}}{2,2 \text{ k}\Omega} = 8,083 \mu\text{A} \quad (3.5)$$

O sensor de som, destinado a auscultar os batimentos cardíacos, está centrado num sistema de amplificação de sinais. Neste sistema o nível máximo de pressão do som é de 2 Pa. Desta forma, basta multiplicar o valor obtido na equação 3.5 superior por 2 obtendo 16,166  $\mu$ A de corrente máxima na saída do transdutor. O valor típico saída de áudio é 1,228 V<sub>RMS</sub>. O circuito simulado não inclui a resistência R4 e o condensador C5, uma vez que é necessário um componente contínuo no sinal para que o ADC do ESP12 funcione

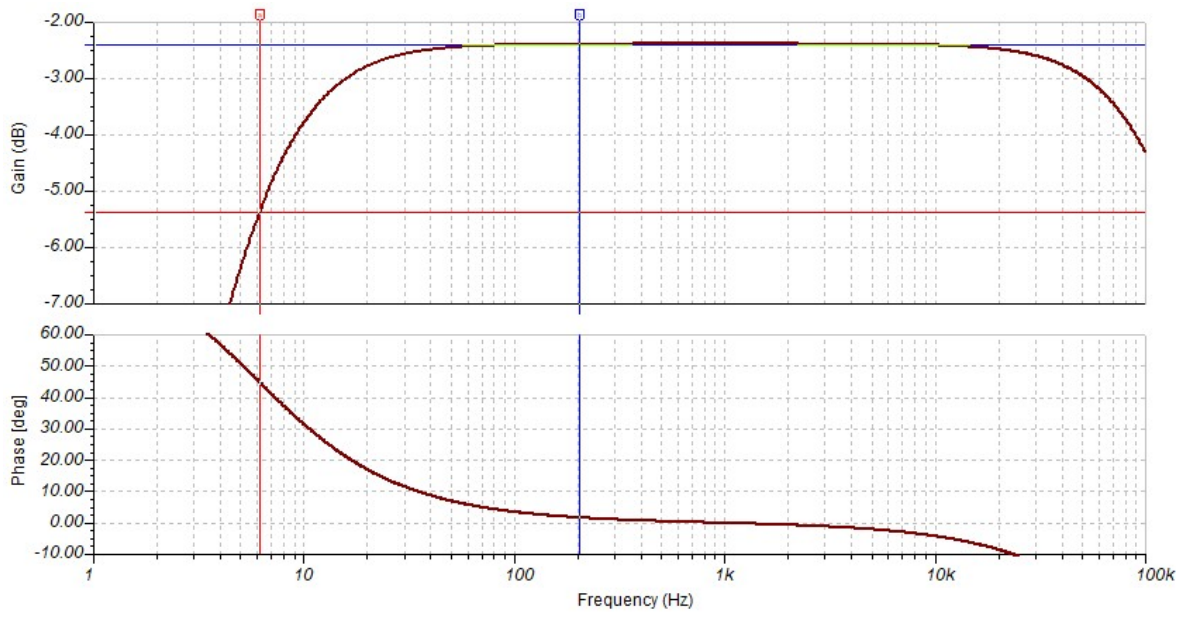
corretamente, desta forma os valores do sinal nunca assumem resultados negativos, tendo sempre um *offset* positivo.

Após o estudo do circuito e cálculo dos valores dos componentes, com o auxílio do software de simulação, verifica-se o comportamento do circuito sob as formas de onda do obtidas á saída do microfone de eletreto e da primeira parte do circuito de condicionamento do sinal. Os valores obtidos na imagem 3.9 correspondem aos valores esperados para um sinal VF2 que entra no circuito com uma frequência de 180 Hz, frequência máxima de um batimento cardíaco.



**Figura 3.9** - Sinal criado pelo transdutor eletreto e obtido na saída do amplificador

A figura 3.10 ilustra o comportamento do circuito quanto à sua resposta em frequência, com uma frequência de corte do filtro passa-alto nos 6 Hz, valor anteriormente obtido através de cálculos.



**Figura 3.10** - Resposta em frequência na saída do amplificador

### 3.4.3.1. Circuito integrado LM741CN

A parte mais importante de todo o condicionamento de sinal é a amplificação do sinal adquirido pelo microfone, que é de baixa amplitude, na ordem dos  $mV$ , para isso é necessário efetuar uma análise pormenorizada de todos os amplificadores operacionais existentes no mercado.

O amplificador operacional LM741CN faz parte da família LM74, utilizado para uma gama vasta de aplicações. O mesmo possui um elevado ganho e trabalha sob uma grande gama de tensões nominais de  $-15\text{ V}$  a  $15\text{ V}$ . O LM741CN pode também trabalhar em dois modos, fonte de tensão única ou dupla. A principal vantagem deste amplificador operacional deve-se ao facto de possuir dois pinos de nome *OFFSET NULL* que tem como objetivo eliminar potenciais tensões contínuas de forma a otimizar e afinar o sinal na sua saída. O mesmo pode atingir ganhos na ordem dos  $200\text{ V/mV}$ , torna-se vantajoso porque o sinal de saída do microfone encontra-se na ordem dos  $mV$ . Na tabela 2.2 encontram-se as principais características deste amplificador operacional. [27]

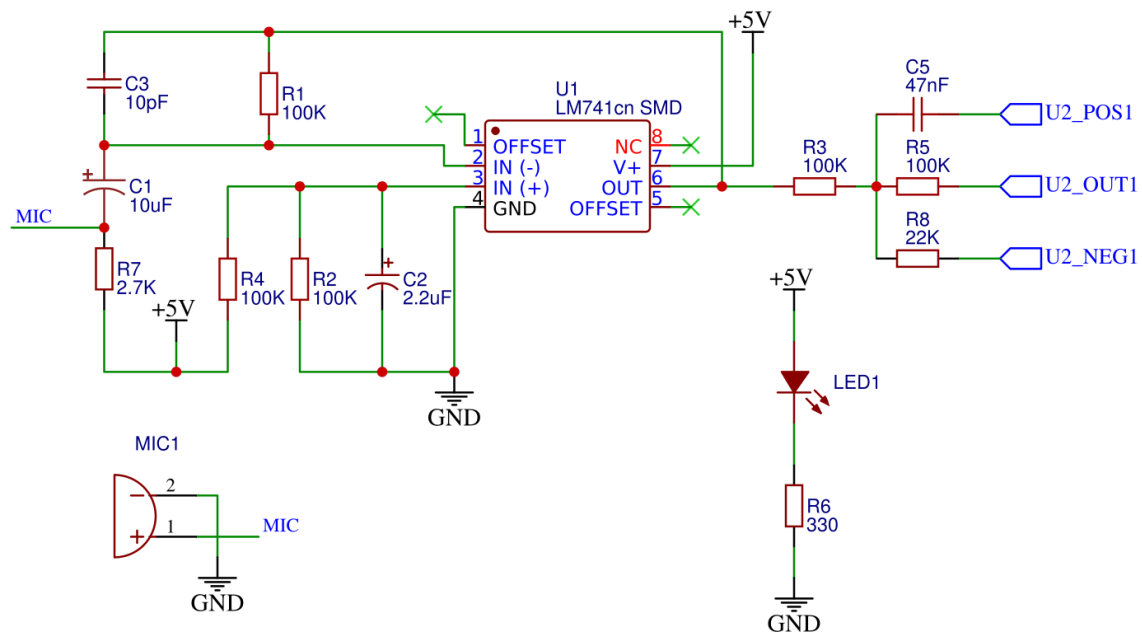
**Tabela 2.2** – Especificações do LM741CN

Característica	Valor
Alimentação máxima	$-18, +18$
Dissipação de energia	$500\text{ mW}$
Consumo de corrente	$2,8\text{ mA}$
Potência	$50\text{ mW}$
Ganho máximo	$200\text{ V / mV}$

No sistema de condicionamento de sinal, o LM741CN opera no primeiro andar de filtragem com um elevado ganho. Este amplificador operacional possui um custo muito reduzido e existe em formato *SMD*, com um consumo de  $50\text{ mW}$ , o que o torna ideal para aplicações de dimensões reduzidas.

### 3.4.3.2. Circuito final do primeiro andar de condicionamento de sinal

Após escolher de forma criteriosa os componentes e simular experimentalmente (BreadBoard) e por via software, é possível desenvolver o circuito final funcional do primeiro andar do condicionamento de sinal utilizando o amplificador operacional LM741CN. Na figura 3.11 encontra-se representado o esquema desenvolvido para implementação em placa de circuito impresso:



**Figura 3.11** – Esquema desenvolvido do primeiro andar do Filtro

As saídas U2\_POS1, U2\_OU1 e U2\_NEG1, encontram-se ligadas ao próximo andar de filtragem e amplificação do amplificador operacional LM324, existe um LED que serve para verificar o funcionamento do circuito de condicionamento de sinal.

### 3.4.4. FILTRO ATIVO (SALLEN-KEY) PASSA-BAIXO

A primeira parte do condicionamento de sinal não satisfaz uma das condições necessários para o desenho do circuito de funcionamento, que é filtrar frequências elevadas no sentido de eliminar possíveis ruídos causados pelo manuseamento do sistema de fonocardiograma. Desta forma é necessário desenhar um circuito de amplificação com filtro passa baixo com uma frequência de corte na ordem dos 200 Hz, sabendo que o coração emite sons que podem ir dos 110 Hz até aos 180 Hz. O Microfone capta sons a partir de 100 Hz, então a frequência de corte é então dimensionada para 200 Hz, garantindo uma amplitude uniforme na gama entre os 100 Hz e 200 Hz. A frequência de corte, calcula-se através da equação 3.6.

$$F_{corte} = \frac{1}{2 * \pi * \sqrt{R6 * R7 * C2 * C3}} \quad (3.6)$$

Na imagem 3.12 está ilustrado o segundo andar de filtragem, para impedir todas as frequências superiores a 200 Hz, considerados ruídos.

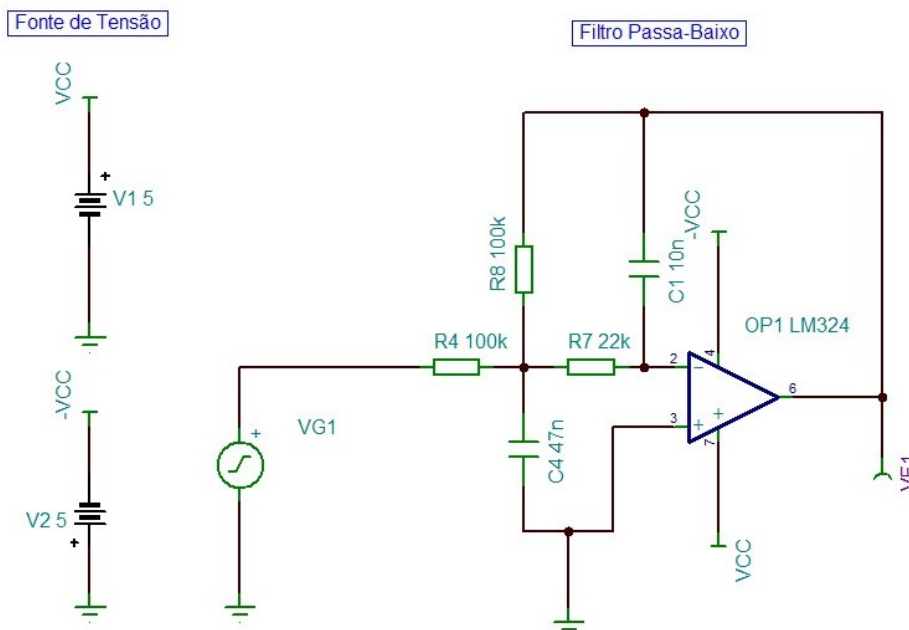


Figura 3.12 - Segundo andar de filtragem passa-baixo

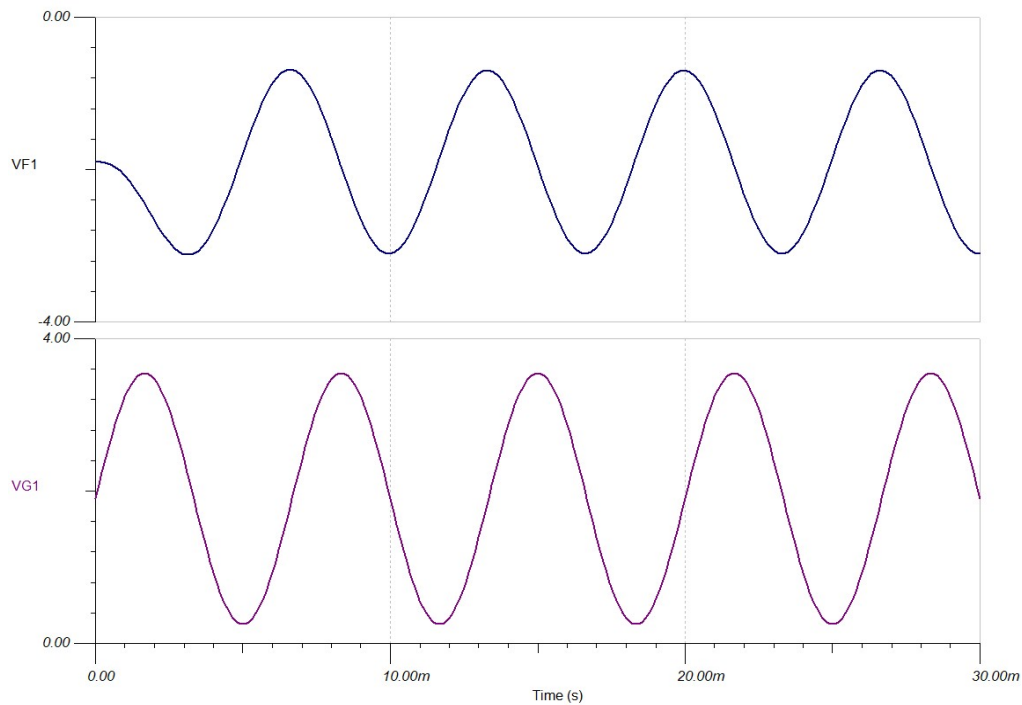
Este andar do filtro tem a possibilidade de adicionar ganho ao sinal que vem do primeiro andar do filtro do sensor eletreto, no entanto apenas irá filtrar as frequências indesejadas, com ganho calculado para que seja igual a 1. O ganho é calculado pela razão entre as resistências  $R_8$  e  $R_4$  dado pela equação 3.7, sendo uma configuração inversora, o sinal sai inverso ao da sua entrada.

$$Ganho = -\frac{R_8}{R_4} \quad (3.7)$$

De forma a desenhar o segundo andar de filtragem a simplificação 1 demonstrada em 3.6 permite calcular os valores de vários componentes necessários. O cálculo é assente na relação entre condensadores e resistências, desta forma, pode-se considerar que  $R_4 = R$  e  $R_8 = m * R$ , para os condensadores,  $C_1 = C$  e  $C_4 = n * C$ . A frequência de corte pretendida é 200 Hz. Os restantes valores  $m$  e  $n$  tem de ser obtidos para um ganho igual a 1. Com os valores dos condensadores  $C$ , calcula-se o valor de  $R$ . Os valores típicos das variáveis  $m$  e  $n$  são 0,222 e 4,7 respetivamente. O valor do condensador  $C$  é de 10 nF, por isso a resistência  $R$  é de cerca de 78 k $\Omega$ . Sabendo  $R$  calcula-se  $R_8$ , dando um valor na ordem dos 22 k $\Omega$ , ajustado às resistências existentes em mercado. A equação 3.8 indica a relação entre os componentes e as referidas variáveis com a frequência de corte.

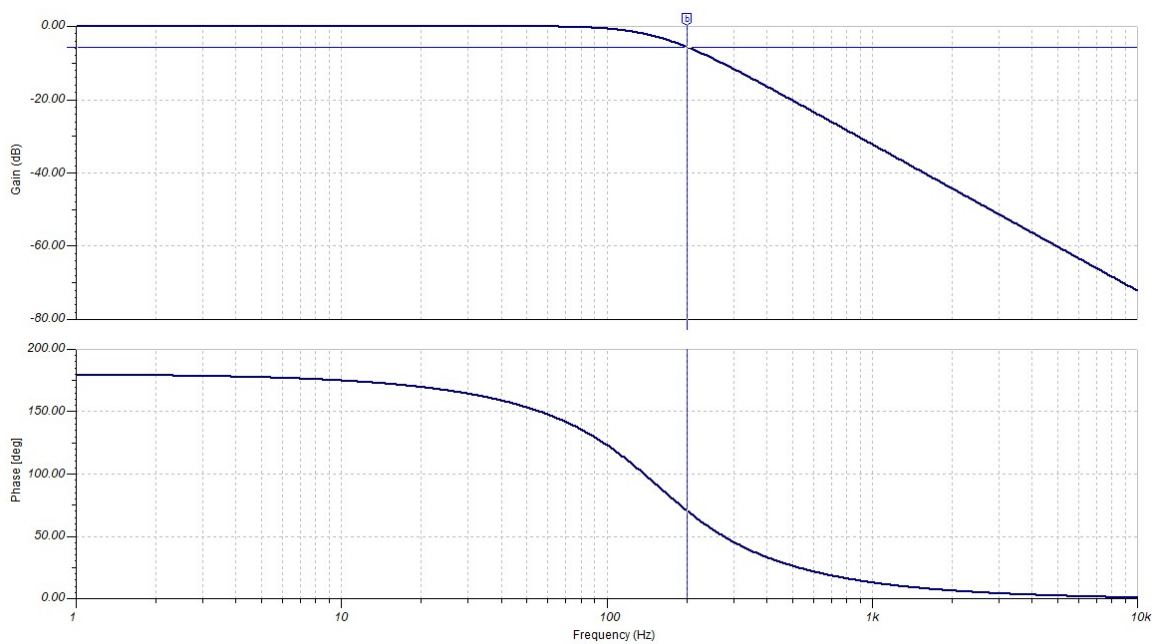
$$F_{corte} = \frac{1}{2 * \pi * R * C * \sqrt{m * n}} \quad (3.8)$$

Na figura 3.13 está representado o sinal na entrada de nome VG1 gerado com recurso ao gerador de sinais e a saída no filtro com frequência de corte de 200 Hz. O sinal gerado é de 150 Hz com uma amplitude de 1,65 V com uma componente DC de 2,5 V. O sinal de saída está desfasado devido ao filtro passa-baixo e invertido derivado do facto de ser uma montagem inversora.



**Figura 3.13** - Sinal de entrada e saída do filtro passa-baixo

Na figura 3.14 é exibido o gráfico da resposta em frequência deste filtro passa-baixo. A parte ascendente do gráfico não possui ganho, a frequência de corte localiza-se onde o ganho é igual a -3 dB, e pela análise do gráfico, pode-se concluir que é na faixa dos 200 Hz. Analisando a fase, conclui-se que no decorrer do aumento da frequência, existe um maior desfasamento no sinal de saída em relação ao sinal de entrada.



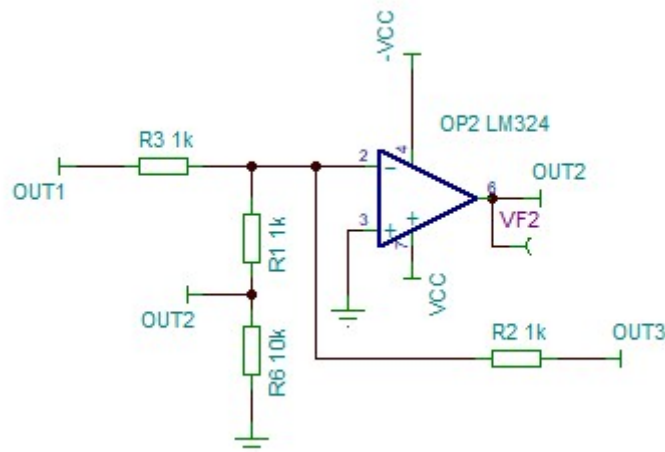
**Figura 3.14** - Resposta em frequência do filtro passa-baixo

Todos os sons provenientes de fontes externas tal como ruídos, sons de outros órgãos do corpo humano, são filtrados, para uma análise mais precisa e cuidadosa dos sons do coração porque todos os sons acima de 200 Hz são rejeitados tal como indicado na resposta em frequência.

### 3.4.5. AMPLIFICADOR INVERSOR DE GANHO UNITÁRIO

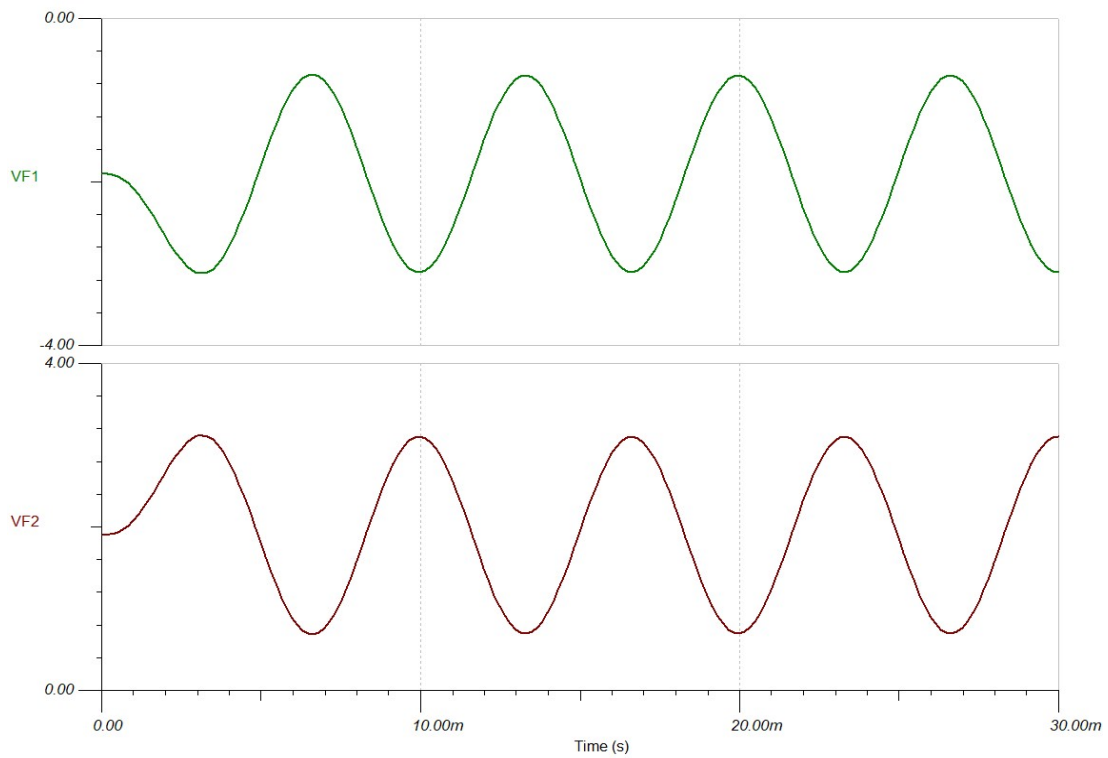
O sinal para ser lido pelo módulo de ADC, tem de assumir valores positivos, ou seja, o valor mínimo tem de estar sempre acima do eixo nulo, caso contrário pode danificar o conversor de analógico para digital. Desta forma foi dimensionado uma montagem de ganho inversor, com o objetivo de inverter o sinal e torná-lo positivo, sem adicionar ganho.

Na figura 3.15 está representado o esquema da montagem inversora. O OUT1 representa a saída do filtro passa-baixo, o OUT2 indica a saída desta montagem e o OUT3 a saída do circuito subtrator.



**Figura 3.15** – Circuito com amplificador em montagem inversora

O ganho dá-se pela razão entre a resistência  $R_1$  e  $R_3$ , como a razão é 1, o ganho assume o mesmo valor e com valor negativo, derivado de ser uma montagem inversora, desta forma o sinal assume valores não nulos tal como demonstrado no gráfico 3.16:



**Figura 3.16-** Análise da entrada (verde) e saída da montagem inversora (vermelho)

O sinal à saída desta montagem é positivo, porém, para que o ADC o consiga ler com a sua máxima resolução, o valor mínimo do sinal tem que baixar até ao valor nulo e ter um máximo até 3,3 V para uma frequência de cerca de 150 Hz que é a frequência média dos sons do coração.

### 3.4.6. AMPLIFICADOR OPERACIONAL SUBTRATOR

Nesta parte é necessário criar um circuito cujo objetivo seja baixar o valor mínimo do sinal obtido na saída da montagem inversora, ou seja, remover algum componente DC. Para isso foi escolhida uma montagem subtratora que permitisse alcançar este objetivo e fizesse com que o sinal á saída da montagem inversora tivesse um *offset* nulo.

No circuito 3.17 encontra-se representado a montagem inversora e a montagem subtratora interligadas.

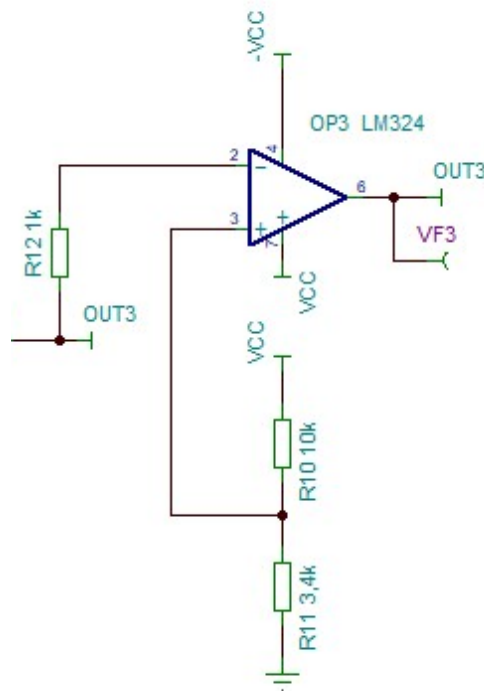
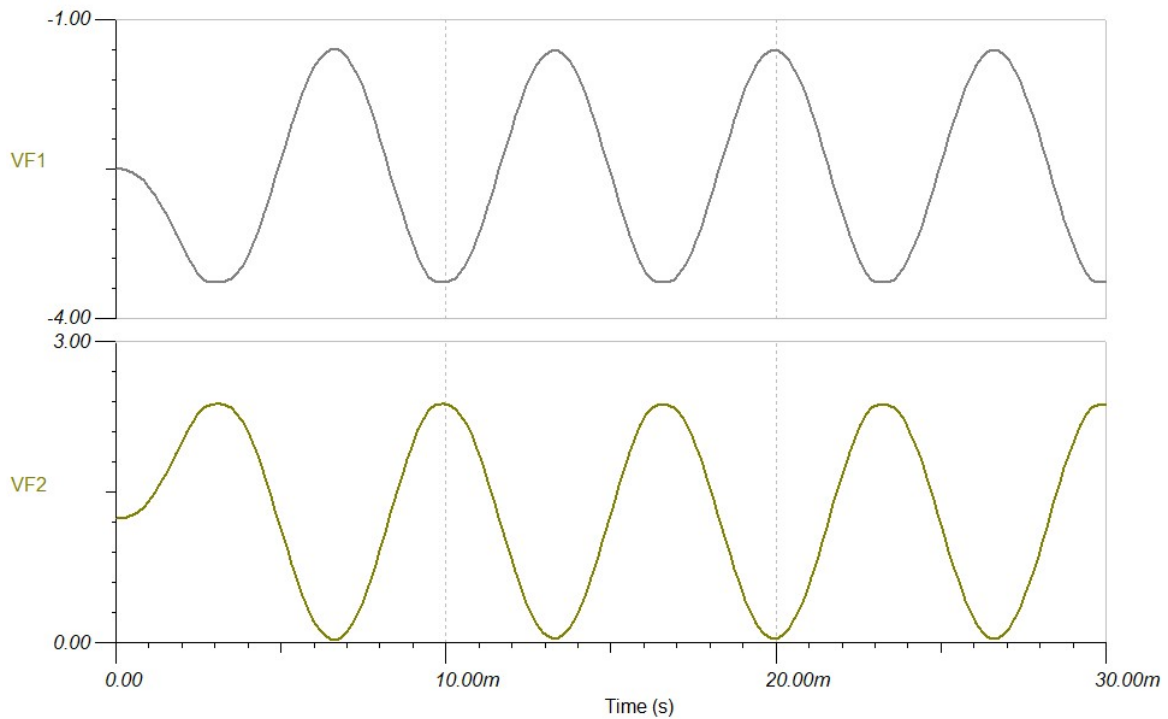


Figura 3.17 – Amplificador operacional subtrator

De forma a configurar a montagem subtratora no sentido de retirar uma determinada componente DC, é necessário que  $R_2$  seja igual a  $R_{12}$ . A tensão resultante do divisor de tensão tem de estar na entrada positiva do amplificador operacional. A tensão de *offset* que interessa obter, é o resultado de um divisor de tensão representado pela equação 3.9.

$$V_o = \frac{R_{11}}{R_{10} + R_{11}} * V_i \quad (3.9)$$

A tensão que se pretende subtrair ao sinal é de cerca de metade do *offset* recebido pelo primeiro andar de amplificação e filtro do microfone de eletreto, ou seja é de 1.25V. Seja  $R_{10}$  igual a 10 k $\Omega$ ,  $V_O$  igual a 1.25 V e  $V_I$  que é igual a 5 V, fazendo a manipulação da equação tem-se que  $R_{11}$  é igual a cerca de 3.4 k $\Omega$ . Desta forma o mínimo do sinal do amplificador inversor passa a ser nulo, tal como mostra a figura 3.18.



**Figura 3.18** - Análise da entrada e saída da montagem inversor com o mínimo nulo

O sinal de saída do segundo amplificador operacional do LM324, ainda não satisfaz o objetivo de ter 3.3 V de amplitude que é o máximo admitido pelo ADC, desta forma, o sinal terá de ser amplificado para que assuma este valor.

### 3.4.7. AMPLIFICADOR NÃO INVERSOR COM GANHO

O sinal de entrada do último amplificador operacional, OP4, já tem a componente DC removida, desta forma basta apenas aumentar a sua amplitude. Para desenhar um circuito com montagem não inversora basta apenas calcular o ganho dado pela razão entre a resistência  $R_9$  e  $R_5$  que dá um ganho de cerca de 30% para atingir um pico de 3.3 V. Na figura 3.19 encontra-se representado o circuito amplificador não inversor.

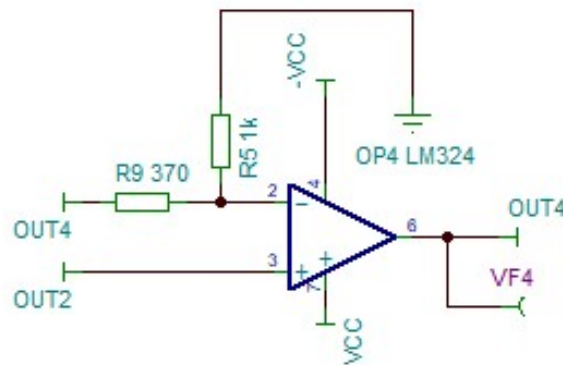


Figura 3.19 - Montagem não inversora de amplificação

Nesta fase o sinal encontra-se com o mínimo a 0 e o máximo a 3.3 V, tal como demonstrado na figura 3.20:

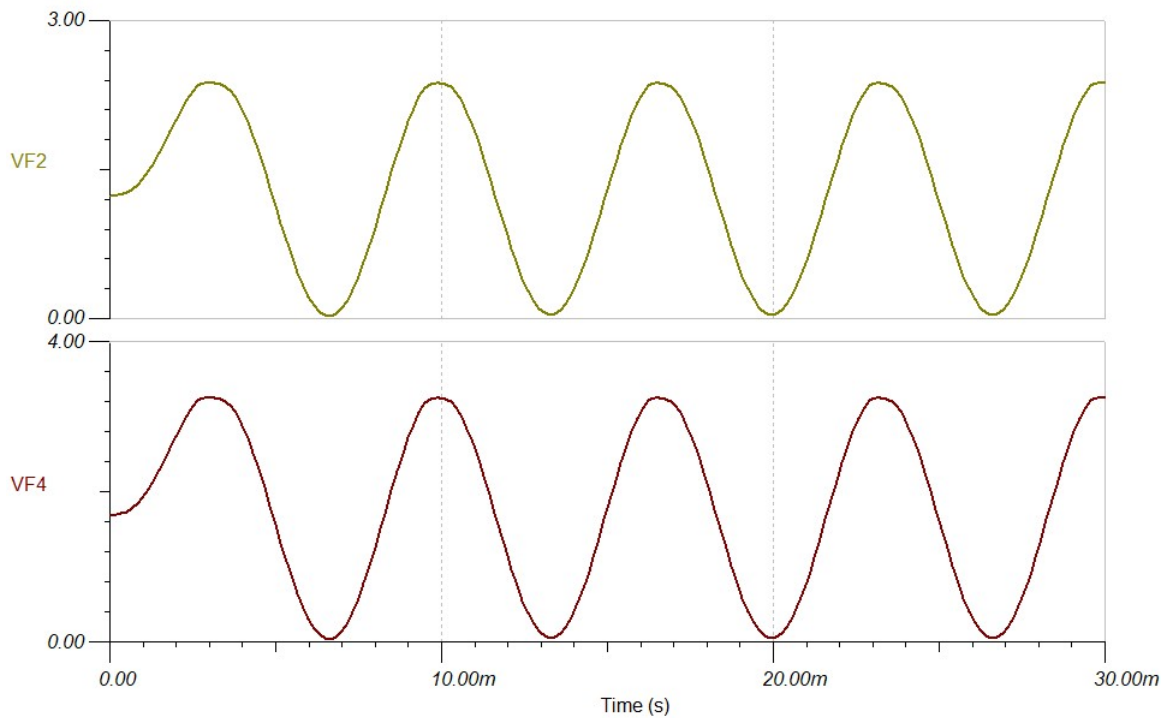


Figura 3.20 - Análise do sinal de entrada e saída da montagem não inversora

Desta forma a conversão do ADC é mais otimizada porque varia entre essas duas tensões, de 0 a 3.3 V, para uma resolução de 10 bits conferindo uma boa qualidade na conversão do sinal obtido á saída do circuito de condicionamento de sinal.

#### 3.4.7.1. Circuito Integrado LM324N

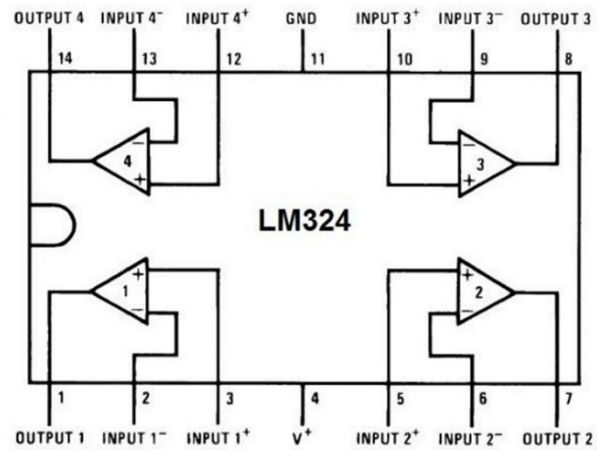
O motivo de escolha principal do circuito integrado LM324 deve-se ao facto de possuir amplificadores operacionais de elevado ganho otimizados para áreas de implementação com transdutores, de baixo custo e tamanho reduzido a partir de uma única fonte de alimentação, tornando-o ideal para aplicações compactas.

Este amplificador operacional, opera sob uma elevada gama de tensões de alimentação podendo chegar de -15 V a +15 V, sem distorções ou ruídos. Torna-se necessária a utilização de um circuito integrado com 4 amplificadores operacionais visto que, o primeiro ampop é utilizado como filtro passa-baixo inversor, o segundo amplificador funciona como inversor sem ganho, o terceiro como subtrator e o último amplifica o sinal. [28]

**Tabela 3.3** - Especificações do LM324N

<b>Características</b>	<b>Valor</b>
VIO - Input offset voltage	2/5 mV
Iio - Input offset current	2/30 nA
IIB - Input bias current	20/150 nA
CMRR - Common-mode rejection ratio	80 dB
SR - Slew rate	0,4 V/us
GBP - Gain Bandwidth product	1,3 MHz
THD - Total harmonic distortion	0,015%
en - Input voltage noise density	40 nv/Hz
	Rs=100 W
	1 kHz

O circuito de condicionamento de sinal desenvolvido utiliza o circuito integrado LM324N e todos os seus amplificadores operacionais, demonstrado na figura 3.21:



**Figura 3.21** - Esquema interno LM324 [28]

Toda a montagem do circuito de condicionamento do sinal foi dimensionada de forma a satisfazer todos os requisitos do sinal final. A alimentação do circuito integrado LM324N é partilhada com o resto do sistema.

### 3.4.7.2. Circuito de condicionamento do sinal utilizando o LM324

A escolha de componentes encontra-se efetuada assim como o teste e montagem em BreadBoard, os valores verificados correspondem aos valores obtidos por meio de simulação, no entanto foram implementadas algumas melhorias face ao circuito apresentado nas simulações anteriores. Na figura 3.22 encontra-se representado o esquema do circuito de condicionamento de sinal desenvolvido para implementação em placa de circuito impresso:

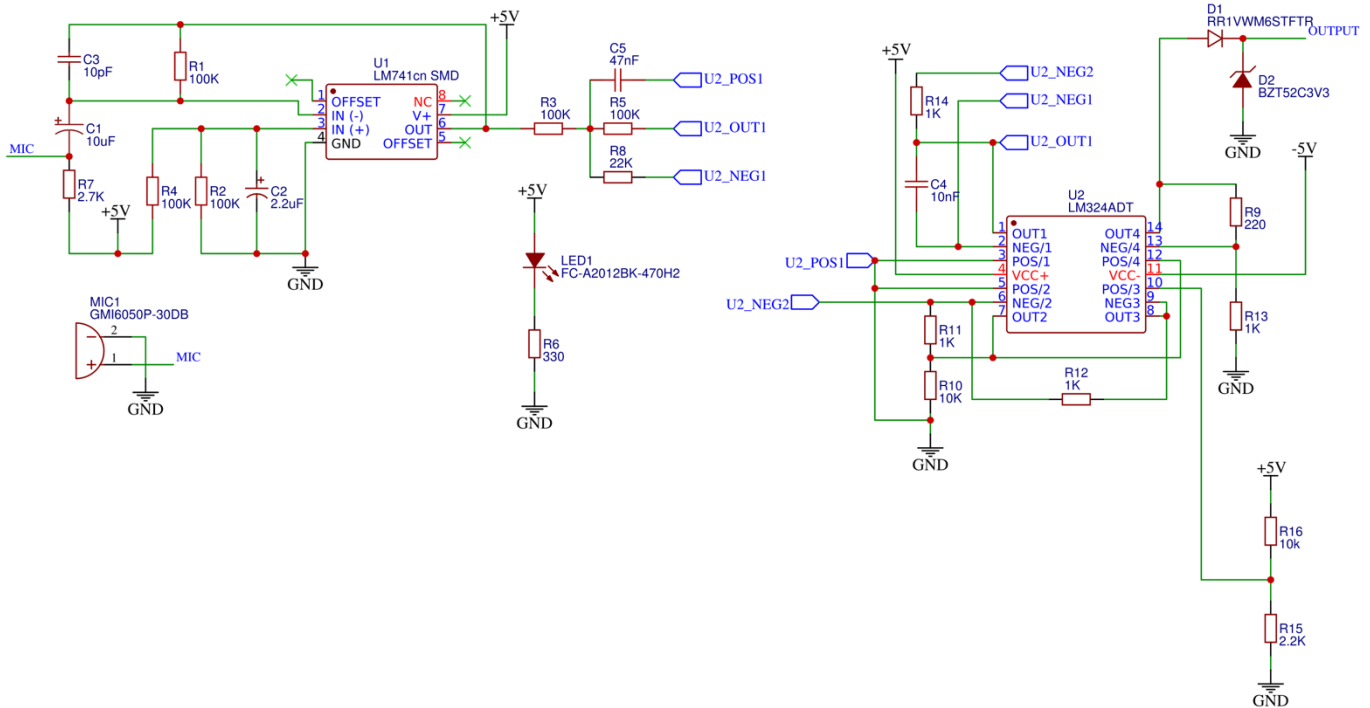


Figura 3.22 – Esquema do circuito de condicionamento de sinal utilizando o LM324

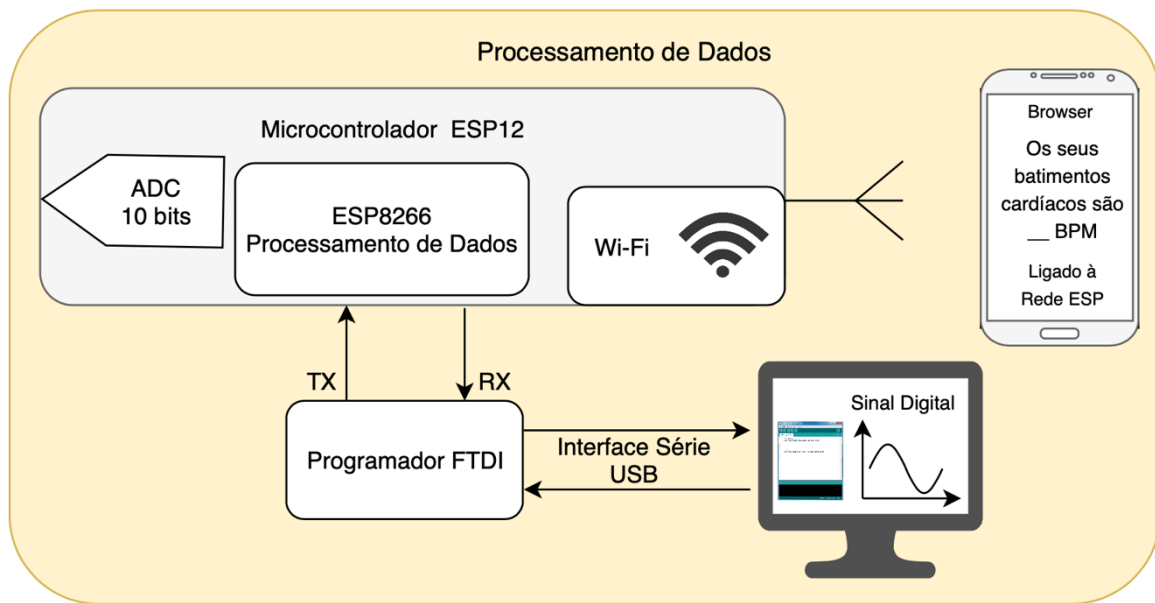
O sinal à saída de todo o circuito de condicionamento de sinal, tem que estar numa gama de tensões entre 0 e 3.3 V, no entanto surgem alguns picos de tensão que podem danificar o módulo de ADC da placa ESP12F, resultantes do manuseamento e teste do circuito. De forma a evitar estragos no ADC, é criado um pequeno circuito de proteção utilizando dois díodos, um de propósito geral e um Zener. De forma a evitar tensões negativas, é colocado um diodo de propósito geral, desta forma, o mesmo impede a passagem de corrente negativa. Para impedir a passagem de tensões superiores a 3.3 V, a colocação de um diodo Zener de 3.3 V é a mais adequada, desta maneira, todas as tensões indesejadas acima da referida são conduzidas até à massa.

### 3.5. CONVERSÃO ANALÓGICO-DIGITAL E PROCESSAMENTO DO SINAL

Com o objetivo de processar o sinal, ou seja, de converter o sinal de analógico para digital de forma precisa é necessário escolher um microprocessador com elevada capacidade de processamento, que inclua o módulo ADC, mas, ao mesmo que tenha dimensões reduzidas, baixo custo e consumo reduzido, devido à portabilidade do sistema. No mercado existem placas de desenvolvimento completas usando o módulo ESP12, no entanto com o objetivo de otimizar e diminuir o sistema de processamento de sinal, foram criados dois circuitos independentes de auxílio ao funcionamento do módulo de processamento ESP, o de interface de programação e o do ADC.

#### 3.5.1. ARQUITETURA DO SISTEMA DE PROCESSAMENTO DO SINAL

Neste subcapítulo, é apresentada na imagem 3.24 a estrutura que representa o sistema de processamento e conversão AD do sinal, num diagrama de blocos:



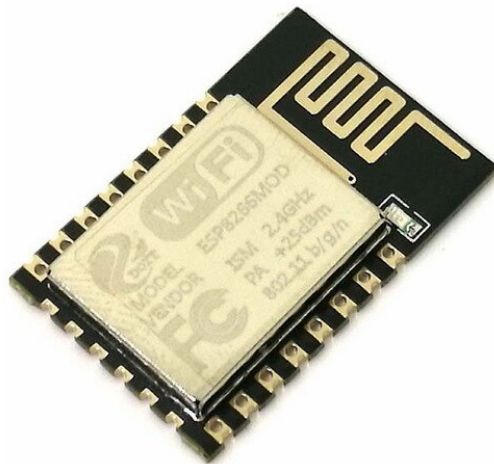
**Figura 3.24** - Arquitetura do sistema de conversão AD e processamento de sinal

Para este sistema funcionar como um todo temos vários intervenientes, o microcontrolador ESP12 com módulo Wi-Fi e ADC integrado, o programador FTDI, para enviar o programa e receber o sinal digital, o dispositivo portátil, que recebe os dados enviados pelo ESP12 e o computador para ler o sinal digital.

### 3.5.2. MICROCONTROLADOR ESCOLHIDO

A unidade central de processamento deste sistema assenta num Microcontrolador de nome ESP12-F que foi desenvolvido pela empresa Ai-thinker Team. Este módulo pertence à família ESP12. O seu núcleo de processamento pertence à família ESP8266EX, trata-se de um processador de baixa potência de 32 bits. O módulo retratado inclui um *ADC* com uma resolução de até 10 bits.

Uma das suas maiores valências é que possui antena *Wi-Fi* integrada na sua placa respeitando a norma b/g/n desenhada para que possua dimensões reduzidas para ser integrada em qualquer dispositivo móvel. Este módulo tem também a vantagem de conseguir criar uma rede *wireless* [29]. Na figura 3.23 está representado o *hardware* do módulo ESP12F. Este módulo possui várias interfaces I/O (Input/Output) disponíveis com 3.3 V disponíveis no seu GPIO (general purpose Input/Output).



**Figura 3.23** - Módulo ESP12F [30]

O microcontrolador que vai assentar no sistema de aquisição de fonocardiograma miniaturizado portátil tem de oferecer um conjunto de especificações importantes como, o seu tamanho, custo reduzido, consumo reduzido e boa eficiência energética. O módulo ESP12F apresenta todas as características necessárias que atendem as funcionalidades pretendidas com várias vantagens, a conectividade wireless, tamanho reduzido, o preço baixo, boa capacidade de processamento e elevada eficiência energética tal que é a característica mais importante num sistema portátil alimentado a bateria. Na tabela 3.4 estão apresentadas as características principais do módulo.

**Tabela 3.4** - Principais especificações do módulo ESP12F [29]

CPU	Low power 32-bit MCU, 16-bit RSIC Clock Speed Support 80 Mhz, 160 Mhz
Wi-Fi	802.11 b/g/n 2.4 GHz
ADC	10 bits
SRAM	36 kBytes
External SPI Flash	OTA ativo, 1 mByte; OTA desativado, 512 kBytes;
Periféricos de comunicação	UART/HSPI/I2C/I2S/Ir (Controlo Remoto)
Periféricos	15 x GPIO de dados
Tensão de alimentação	3 V via pino de alimentação

No sistema de fonocardiograma, a alimentação reduzida é um parâmetro obrigatório a ser cumprido devido á sua portabilidade, desta forma o módulo ESP12F é o mais correto a ser utilizado com um consumo típico de 0,40 W ( $3,3 V \times 120 mA$ ) utilizando a antena com a norma *n* de *wireless*. De forma reduzir ainda mais o consumo pode desligar-se o modem de comunicação *wireless* e o consumo baixa para apenas 0,05 W.

### 3.5.3. INTERFACE DE PROGRAMAÇÃO SERIAL DO MÓDULO ESP12F

O módulo ESP12F é muito versátil, pequeno e capaz de executar de forma imediata *software* com alguma complexidade. Para que este módulo funcione totalmente, necessita de vários componentes externos. No caso de ser possível a sua programação e visualização dos dados de conversão do ADC, é necessário desenhar um circuito dedicado que permita fazer a ligação entre este módulo e um programador de nome FTDI [31]. Este programador tem a vantagem de ser possível a visualização através de interface serial, dos dados convertidos pelo ADC, num monitor de interface em série num computador. O circuito encontra-se demonstrado na imagem 3.25:

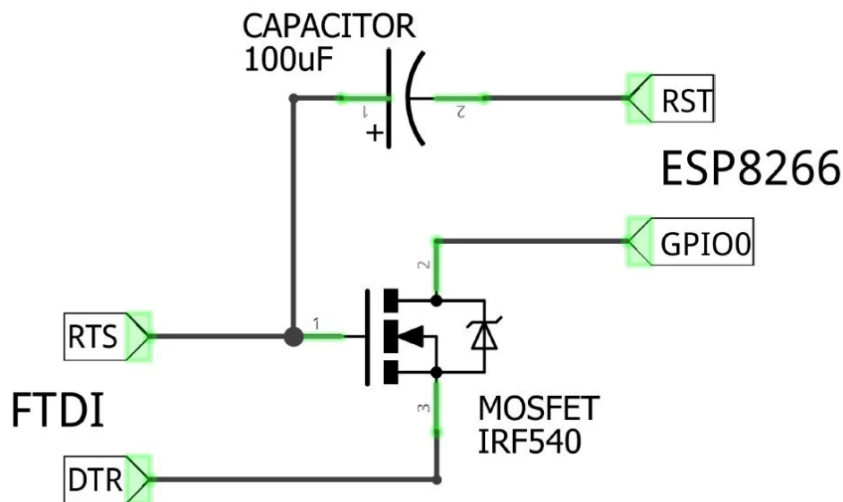


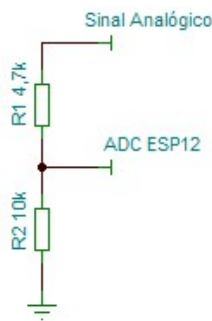
Figura 3.25 - Interface de programação serial [31]

Na imagem, encontram-se de forma explícita, do lado direito, dois pinos do módulo (RST e GPIO0), e do lado esquerdo, dois pinos (RTS e DTR), do programador. De forma a ser possível fazer o upload para este módulo ESP12F, os pinos GPIO0 e RST devem estar com tensão nula imediatamente antes do upload, onde a baixa tensão no pino RST deve ser 3.3 V antes do GPIO0, é exatamente para essa função que os pinos DTR e RTS no FTDI servem, onde a tensão nula no DTR leva duas vezes o tempo que no RTS, 560 e 280ms, respetivamente. Este módulo ESP12F possui picos de corrente superiores a 100mA, portanto, para evitar uma fonte de alimentação externa, um condensador de 100  $\mu F$  é adicionado para que esses picos não destabilizem a tensão constante do FTDI.

### 3.5.4. CONVERSOR ANALÓGICO-DIGITAL

O módulo ADC é uma parte fundamental na leitura do sinal de onda obtido do coração incluído no módulo ESP12F. Esta unidade é especializada na conversão do sinal analógico para digital, através do resultado do sinal digital é possível efetuar a análise e processamento do mesmo pelo microcontrolador. O módulo ESP12F permite uma entrada analógica, sendo alimentado com 3.3 V. A resolução do ADC incluído no módulo é de 10 bits, ou seja, o sinal analógico de 0 a 3.3 V é transformado para um sinal digital dentro de uma escala que varia entre 0 e 1024 bits. Neste projeto é utilizada a resolução máxima para uma melhor análise do sinal proveniente do circuito de condicionamento.

É imperativo a criação de um circuito divisor de tensão de forma a facilitar a leitura do sinal analógico por parte do módulo ADC embutido no ESP. Na imagem seguinte 3.26 está representado o divisor de tensão:



**Figura 3.26** - Divisor de tensão do ADC

O sinal analógico varia entre 0 e 3.3 V, no entanto, para esta referência do módulo ESP12, o valor máximo só pode assumir aproximadamente 1 V de valor máximo. Desta forma o divisor de tensão reduz a amplitude máxima da tensão, assim sendo os valores entre 0 e 1 V são convertidos para valores entre 0 e 1024 bits. De acordo com a equação 3.10:

$$V_{ADC} = \frac{V_{Sinal} * R_1}{(R_1 + R_2)} \quad (3.10)$$

### 3.5.5. ESQUEMA FINAL COMPLETO DO PROCESSAMENTO DE SINAL

O esquema referente ao módulo de processamento de sinal e as suas interfaces, foi desenvolvido de forma a incluir todos os circuitos que auxiliam o ESP12 a exercer a sua funcionalidade. A imagem 3.27 representa o circuito completo.

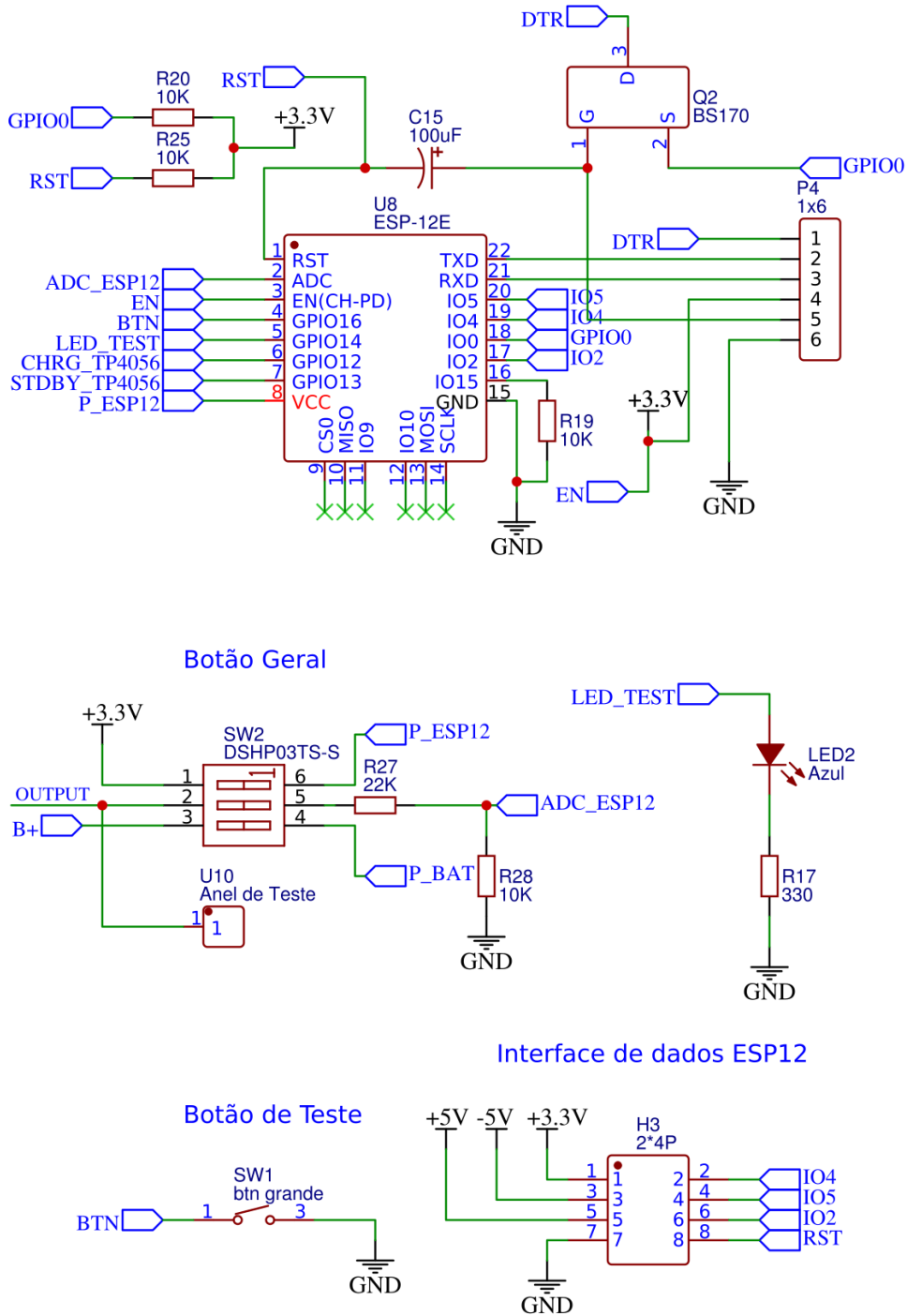


Figura 3.27 - Esquema final completo do sistema de processamento de sinal

Para ativar o modo de programação do módulo ESP12, é necessário por meio de uma resistência de 10 k $\Omega$ , ligar o pino GPIO0 e RST a 3.3 V e o pino IO15 tem de estar ligado *Ground*. O microcontrolador recebe os dados de carregamento de bateria no seu GPIO12 e GPIO13.

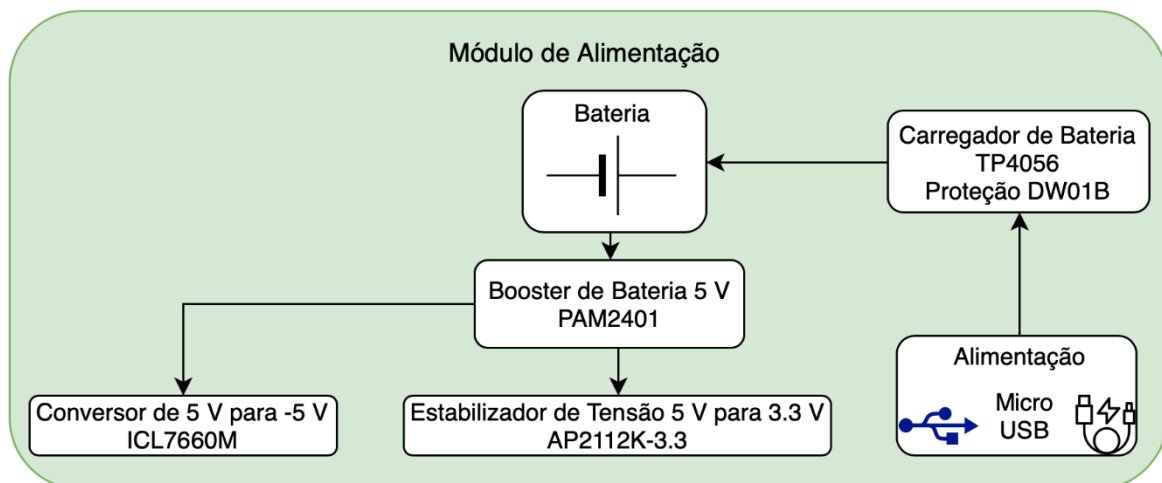
O circuito final possui diversas melhorias e vantagens, no módulo de botão geral, é possível desligar o sinal entre o circuito de condicionamento de sinal e o microcontrolador, é possível desligar a alimentação da bateria do sistema e oferece a possibilidade de desligar a alimentação do ESP12. No conector de 6 pinos é feita a ligação ao módulo de programação FTDI. Existe um botão e um *led* de teste que permitem executar funções programadas. Depois foi criada uma interface de dados que permite alimentar todo o circuito de forma externa assim como permite ter acesso a alguns dos pinos inutilizados do módulo ESP12.

### 3.6. MÓDULOS DE ALIMENTAÇÃO

O sistema de aquisição por fonocardiograma miniaturizado portátil para que funcione de forma autónoma tem que ter alimentação adequada para cada um dos seus módulos e componentes. Desta forma, tem que ser desenhado um sistema de alimentação. Este sistema tem que ser incluído no sistema final e ser portátil providenciando várias tensões. O módulo de processamento necessita de 3.3 V, o circuito de condicionamento de sinal necessita de -5 V e 5 V e ao mesmo tempo o sistema tem de ser compacto, portátil e independente de qualquer fonte externa de alimentação. Tem que ser escolhida uma bateria que respeite vários parâmetros, estes são: boa capacidade, peso reduzido, simplicidade e custo reduzido. Depois de uma cuidadosa análise a tecnologia Lítio é a que mais se adequa porque providencia um tamanho de bateria reduzido face à sua capacidade de alimentação. Estes tipos de bateria fornecem tensões típicas na ordem dos 3.7 V. Desta forma é necessária a criação de todo um sistema de alimentação dividido em blocos. São apresentados todos os módulos e os seus componentes principais neste capítulo.

#### 3.6.1. ARQUITETURA DO SISTEMA DE ALIMENTAÇÃO

Neste subcapítulo é apresentada a arquitetura dos circuitos de alimentação do sistema miniaturizado e portátil de fonocardiograma evidenciando as partes constituintes num diagrama de blocos apresentado na figura 3.28:

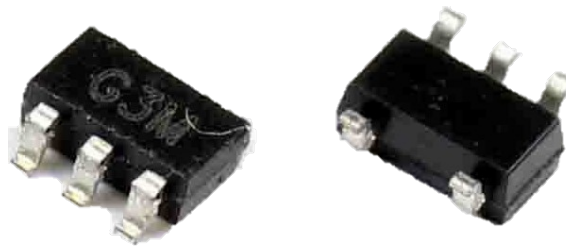


**Figura 3.28** - Arquitetura do sistema de alimentação

Existe uma interface do tipo Micro USB que tem como objetivos o carregamento da bateria e alimentação do sistema. O circuito de carregamento de bateria possui um circuito de proteção contra curto-circuitos da mesma, o booster de bateria alimenta todo o sistema aumentando a tensão da bateria de lítio que ronda os 3.7 V para 5 V, de seguida o conversor de 5 V converte para -5 V e o regulador de tensão para 3.3 V.

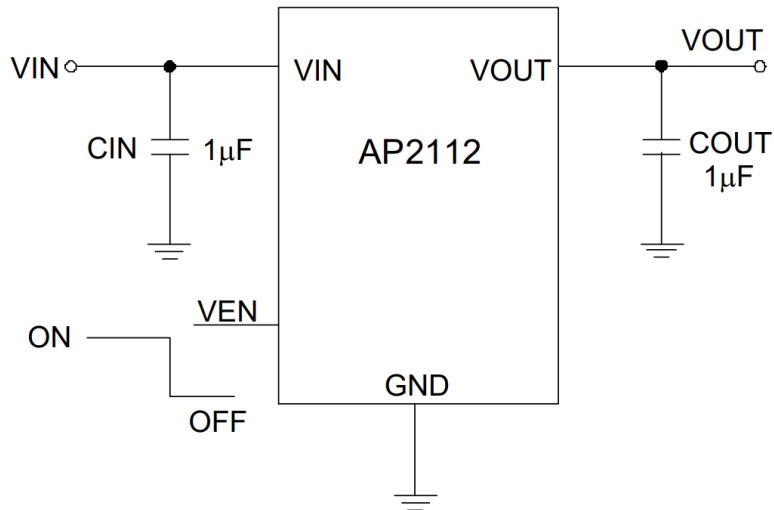
### 3.6.2. CIRCUITO DE ESTABILIZAÇÃO DE TENSÃO DE 3.3 V

A tensão de alimentação do sistema é de 5 V, no entanto existem componentes, nomeadamente o microcontrolador ESP8266, que necessita apenas de 3.3 V, desta forma, foi necessário projetar um circuito que converta, de forma segura, 5 V para uma tensão de 3.3 V. Na figura 3.29 está representado o regulador de tensão utilizado.



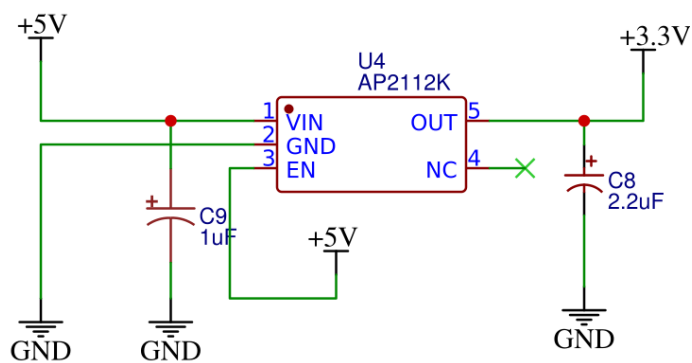
**Figura 3.29** – Regulador de tensão [32]

Este regulador de tensão pertence à família AP2112, é do tipo linear, função de *enable*, e que fornece garantidamente 600 mA de corrente mínima na sua saída, onde irá estar ligada a alimentação do módulo ESP12F, com as devidas proteções para evitar ripple. O AP2112 está disponível para uma tensão à sua saída fixa de 1.2 V, 1.8V, 2.5V, 2.6V ou 3.3V, neste caso é utilizada a última tensão [33]. O AP2112 inclui uma função de descarga automática que conecta a saída ao terra através de 60  $\Omega$  de resistência quando o mesmo está desativado, desta forma não liberta energia estática para o sistema. A arquitetura do circuito está representada na seguinte imagem 3.30:



**Figura 3.30** - Arquitetura do circuito regulador de tensão [33]

O condensador C5, elimina o *ripple* que poderá eventualmente existir á entrada do regulador de tensão, na sua saída tem outro condensador C6 providência um sinal mais “limpo” no *output* do circuito. Desta forma o microcontrolador não é afetado por possíveis ruídos na sua fonte de alimentação. O esquema final deste regulador de tensão é apresentado na imagem 3.31:

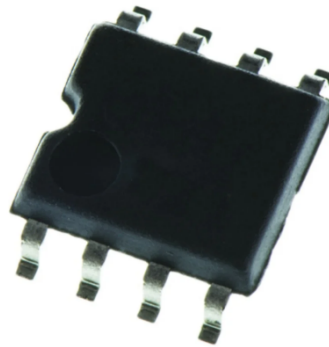


**Figura 3.31** - Regulador de tensão de 3.3 V

Com o objetivo de minimizar o *ripple* na saída o valor do condensador C8 foi ajustado, o pino *enable* está sempre interligado a uma tensão de 5 V com o objetivo de manter o circuito sempre em funcionamento, visto ser necessário para o funcionamento do módulo de processamento de sinal.

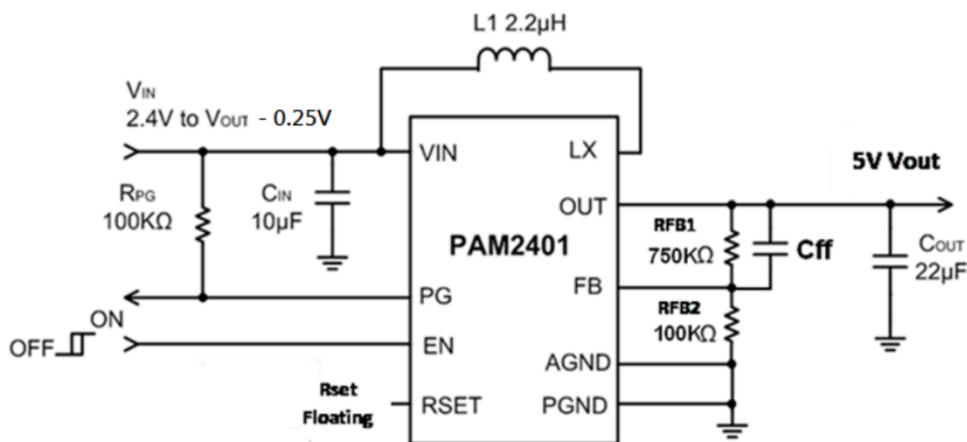
### 3.6.3. CIRCUITO DE *BOOSTER* DE BATERIA

O sistema miniaturizado portátil de aquisição de fonocardiograma, para que seja considerado portátil tem de funcionar de forma independente de alimentação externa, ou seja tem que depender de uma bateria interna. No entanto todo o sistema, tirando o módulo ESP12F, funciona com uma tensão de alimentação de 5 V, no entanto a bateria fornece 3.7 V de tensão típica. Existe a necessidade da criação de um sistema que aumente a tensão da bateria para 5 V denominado de *booster* de bateria. Na figura 3.32 está representado o circuito integrado utilizado.



**Figura 3.32** - Circuito integrado *Booster* de Bateria [34]

Para atender esta funcionalidade o circuito integrado PAM2401 é o mais indicado porque é de alta eficiência energética, e permite programar, a tensão de saída pode variar entre 2.5 V a 5 V, com uma frequência de comutação de 1 MHz; através do valor de uma resistência externa é possível definir limites máximos de corrente variando de 1 A a 3 A [35]. O circuito base para a implementação deste circuito integrado está representado na seguinte imagem 3.33:



**Figura 3.33** - Circuito *Booster* de bateria [35]

A tensão de saída do PAM2401,  $V_{OUT}$  é calculada a partir de um divisor de tensão de uma resistência externa, RFB1 e RFB2, de  $V_{OUT}$  à terra. O resultado desse divisor de tensão é conectado ao pino FB, com um valor típico de 0,6 V segundo a equação 3.11.

$$V_{OUT} = 0.6 * \left(1 + \frac{RFB1}{RFB2}\right) \quad (3.11)$$

No caso deste sistema, a tensão de saída tem de ser de 5 V, para que alimente todos os circuitos necessários. Então, escolhe-se um valor para RFB1, por exemplo 100 k $\Omega$  e o valor de RFB2 pode ser calculado em função da tensão de saída desejada. Efetuando os cálculos, RFB2 dá um valor de 750 k $\Omega$ .

De forma a calcular a indutância da bobine há que ter em conta que a saturação de corrente da mesma tem de ser maior que o possível pico de corrente máximo do sistema, de forma a garantir um funcionamento adequado. No caso de existir um mau dimensionamento da indutância da bobine, pode originar uma diminuição dos níveis máximos de corrente na saída. O valor da indutância da bobine deve ser escolhido com base na ondulação de corrente desejada, ou seja, bobines com valores de indutâncias maiores tendem a ter menor ondulação de corrente e vice-versa.

De forma a obter o valor da bobine desejada, é necessário primeiro calcular o D (*Duty Cycle*), o F (Frequência de comutação) que assume um valor de 1 MHz e a variação da *Ripple* de corrente na bobina que assume valores entre 20% a 40% da corrente máxima no indutor. O resultado do cálculo da equação 3.12, é o valor da variável D, *Duty- Cycle*.

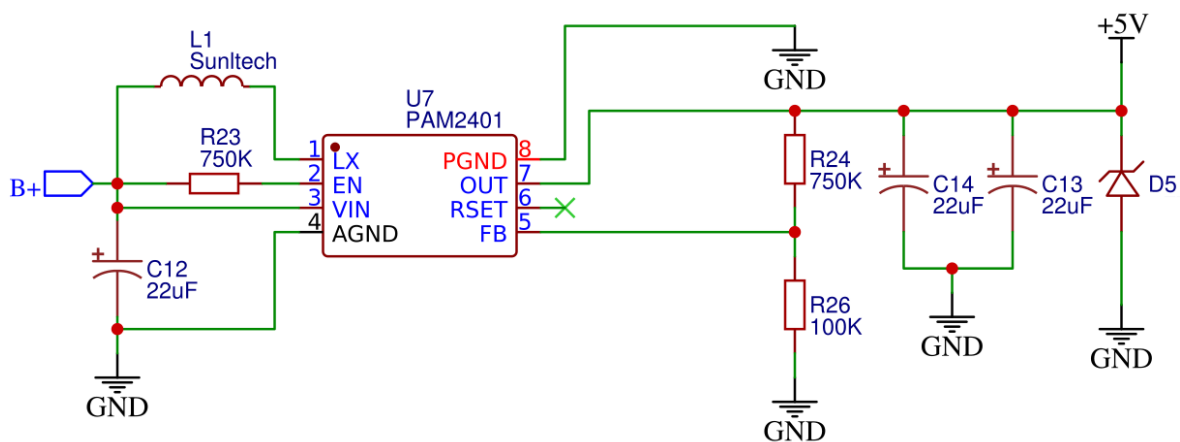
$$D = 1 - \frac{V_{IN}}{V_{OUT}} \quad (3.12)$$

Com o valor D calculado, sabendo a tensão de entrada  $V_{IN}$ ,  $f$  (frequência de comutação dada pela fabricante) e o  $\Delta IL$  (*Ripple* de corrente na bobina), com recurso à equação 3.13, é obtido o valor da sua indutância. O resultado a equação dá 2,2  $\mu H$ , que é o valor escolhido para a bobina.

$$L = \frac{V_{IN} * D}{\Delta IL * f} \quad (3.13)$$

Relativamente ao condensador à entrada do sistema de *booster* de bateria, recomenda-se pelo menos um condensador de 10  $\mu\text{F}$  para reduzir a ondulação da tensão de entrada e o ruído de comutação para condições normais de funcionamento, enquanto um condensador de 10 a 22  $\mu\text{F}$  pode ser necessário para maiores potências. O condensador de saída do sistema tem de ter um valor mínimo de 22  $\mu\text{F}$ , podendo ter um valor ainda maior consoante o interesse em reduzir o valor de pico a pico do *ripple* da tensão na saída do sistema. Para desativar as limitações de corrente do PAM2401, o pino RSET, fica em modo flutuante.

Na imagem 3.34 seguinte encontra-se o circuito final do *booster*.



**Figura 3.34** - Circuito final *booster* de bateria

O esquema final inclui algumas melhorias face ao inicial. Possui dois condensadores em paralelo na saída, porque desta forma, com o aumento de corrente na saída, as flutuações de tensão mantêm-se baixas. O diodo Zener colocado à saída tem a função de evitar tensões maiores que 5.6 V, assim sendo protege o sistema contra picos elevados de tensão.

O circuito integrado PAM2401, teve que ser separadamente desenhado porque o mesmo não existia no *software* de desenho EasyEDA, desta forma o componente foi criado de acordo com o seu *package* existente em mercado, de nome MSOP-8 e dimensionado para que exista compatibilidade entre o mesmo e o seu *footprint* da placa final.

### 3.6.4. CIRCUITO DE CARREGAMENTO DE BATERIA

O sistema miniaturizado de aquisição de fonocardiograma é alimentado de duas maneiras, com alimentação externa, ou por uma bateria. Sendo um sistema que inclui bateria, tem que incluir carregador embutido. Quando o sistema está ligado a uma fonte externa de energia, a bateria é carregada automaticamente até atingir 100% da sua capacidade, mesmo que todo o sistema de PCG esteja em funcionamento. O componente escolhido para gerir e efetuar o carregamento de bateria é o circuito integrado TP4056, apresentado na imagem seguinte 3.35:



**Figura 3.35** - Módulo de carregamento de bateria TP4056 [36]

Trata-se de um carregador linear completo de corrente e tensão constantes para baterias de uma só célula de íon de lítio. Por ser um componente de dimensões reduzidas e de necessitar de um número reduzido de componentes passivos, é ideal para aplicações portáteis como o sistema de aquisição PCG miniaturizado portátil. Este *chip* de carregamento já possui proteções internas para bloquear correntes de cargas negativas devido a arquitetura interna do PMOSFET. Através de um sistema de *feedback*, a temperatura do circuito integrado é regulada de forma a manter o carregamento estável, diminuindo a corrente de carga [37]. A tensão à qual a bateria é carregada é de 4.2 V, relativamente à corrente, esta pode ser programada externamente alterando o valor de uma única resistência.

O ciclo de carga é finalizado somente quando a corrente de carga cai para  $\frac{1}{10}$  do valor programado. A corrente de carregamento da carga pode ser analisada, assim como o estado do carregamento e a presença de uma tensão na carga. O circuito típico encontra-se demonstrado na seguinte imagem 3.36:

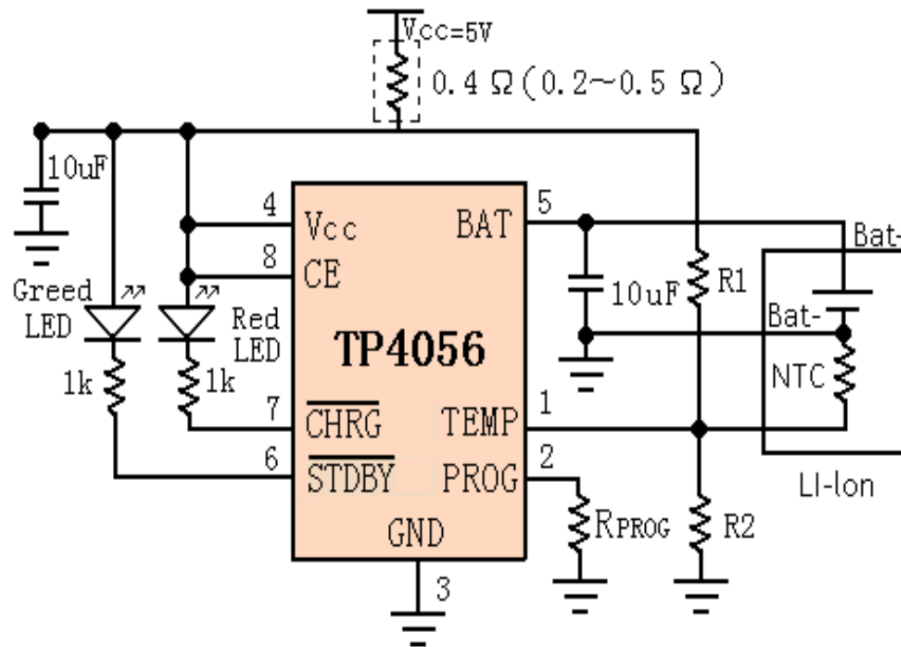


Figura 3.36 – Circuito típico do carregador de bateria TP4056 [37]

O pino 1 do circuito integrado TP4056 atua como um *feedback* de temperatura e pode ser ligado a um termistor localizado no módulo de bateria. Se o pino TEMP tiver uma diferença de potencial 45% abaixo ou 80% acima de  $V_{IN}$ , significa que a temperatura da bateria pode estar ou muito alta ou muito baixa, então o carregamento é suspenso.

O pino PROG é usado para programar a corrente de carregamento de bateria através de uma resistência externa conectada à terra, podendo ir até 1 A de carregamento no caso do componente passivo ser 1.2 k $\Omega$ , que é a configuração mais indicada para o sistema. Existem dois pinos que atuam como indicadores quando ao funcionamento do TP4056, alterando o seu estado lógico para 1, ou seja 0 V, ou para 0, 5 V, consoante a indicação que pretender dar. O pino CE a 5 V habilita o normal funcionamento do circuito integrado TP4056, caso contrário o mesmo não inicia o seu funcionamento. De forma a evitar *ripple* na entrada e na saída do carregador de bateria, é adequada a interligação de condensadores à massa de pelo menos 10  $\mu$ F.

#### 3.6.4.1. Proteção do Carregamento de Bateria

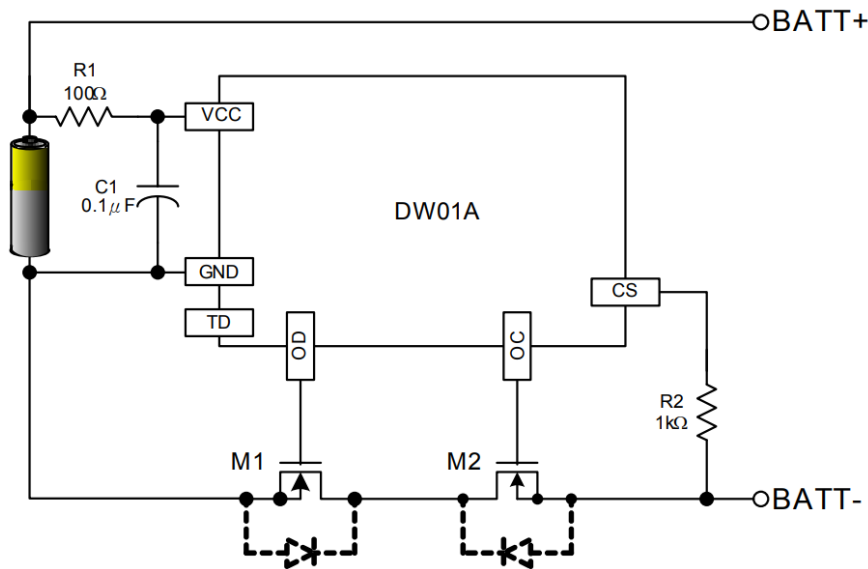
O processo de carregamento da bateria é bastante delicado porque na existência de algum curto circuito resultante de uma avaria de algum componente, pode originar um incêndio por sobreaquecimento da célula da bateria. O circuito integrado que vai assumir o

papel de proteger a bateria é o DW01A, o mesmo protege a bateria contra a sobrecarga, excessos de carga ou de corrente. Na imagem seguinte 3.37 está exibido o protetor de bateria:



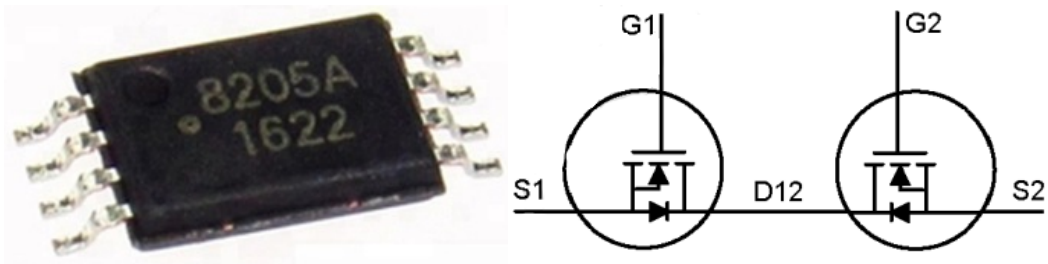
**Figura 3.37** - Circuito integrado DW01A protetor da bateria [38]

As suas dimensões são muito reduzidas e não requer um número muito elevado de componentes externos, o que o torna ideal para sistemas compactos e portáteis. A tensão de deteção de sobrecarga é de  $\pm 50$  mV garantindo a segurança. Em modo de espera tem um consumo mínimo de corrente na ordem dos  $4 \mu\text{A}$  e em funcionamento tem  $6 \mu\text{A}$  de consumo. O circuito típico de instalação do DW01A encontra-se apresentado na seguinte imagem 3.38:



**Figura 3.38** - Circuito típico de proteção de bateria [39]

Existem dois níveis que permitem ao DW01A identificar carga e descarga excessiva, essa análise é feita através dos pinos OC e OD respetivamente. No caso de existir uma tensão de subcarga excessiva a  $2.4 \text{ V} \pm 100 \text{ mV}$  ou uma sobrecarga de tensão na ordem dos  $4.3 \text{ V} \pm 50 \text{ mV}$ , a proteção entra em funcionamento e impede a bateria de ser carregada ou de entrar em sobreaquecimento [39]. Estas deteções são feitas porque se encontram ligadas à *gate* de controlo dos *Mosfets*, cujo circuito integrado está representado na seguinte imagem 3.36:

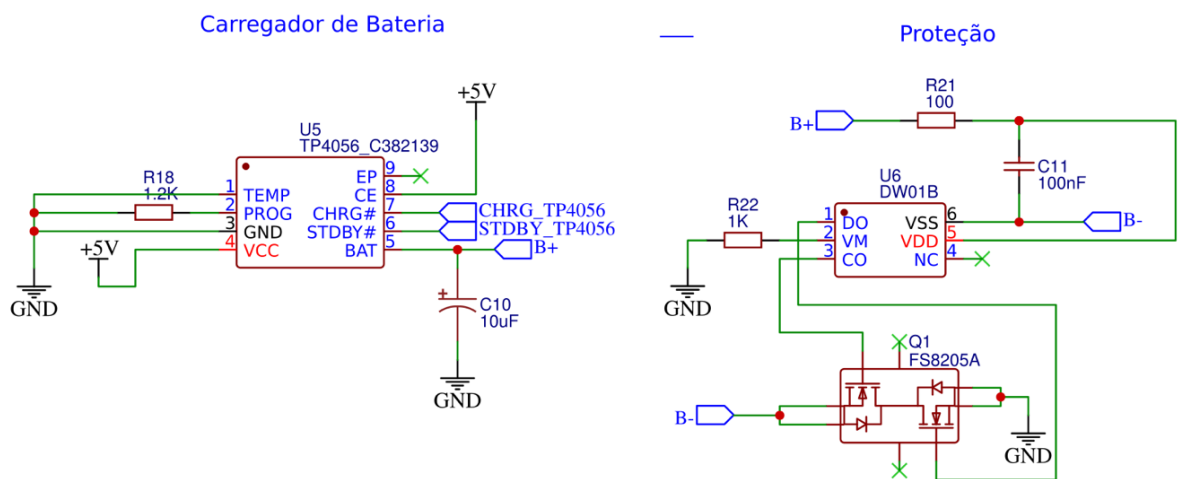


**Figura 3.39** - Circuito integrado e esquema interno com 2 Mosfets [40]

Este circuito integrado possui internamente dois transistores de efeito de campo de canal N, com os Drenos conectados entre si.

Relativamente ao DW01A, possui ainda dois pinos, CS e TD, o primeiro serve para obter *feedback* acerca da corrente que retorna na bateria, para detetar de a mesma se encontra em processo de carregamento e o TD é um pino de teste usado apenas para reduzir o tempo de *delay*.

O circuito de carregamento de bateria foi desenhado de acordo com os critérios de segurança do sistema e da bateria, encontra-se representado na figura 3.40:



**Figura 3.40** - Circuito carregador e protetor de bateria

Os terminais B+ representam a ligação ao polo positivo de bateria e B- representa a ligação ao polo negativo da bateria.

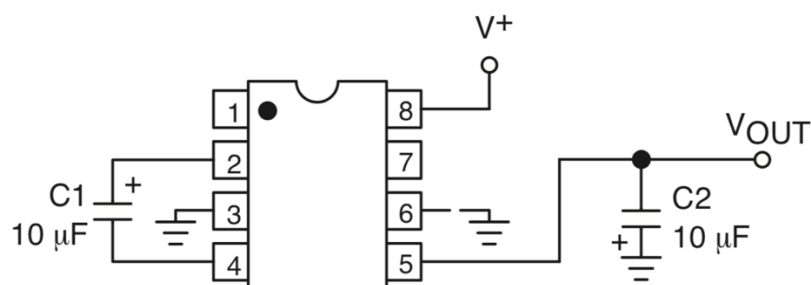
### 3.6.5. MÓDULO DE CONVERSÃO DE 5 V PARA -5 V

O circuito de condicionamento do sinal necessita de 5 V e de -5 V, mas, no entanto, o *Booster* de Bateria só consegue, a partir da tensão da bateria, fornecer 5 V, então é necessário criar uma solução que execute a conversão de 5 V para -5 V. O módulo ICL7660M permite a conversão de uma tensão positiva para uma tensão negativa, no caso do condicionamento de sinal, o amplificador operacional LM324, para operar com valores negativos, tem que ser alimentado com uma tensão negativa. O circuito integrado ICL7660M encontra-se apresentado na imagem 3.41 seguinte:



**Figura 3.41** - Circuito integrado ICL7660 [41]

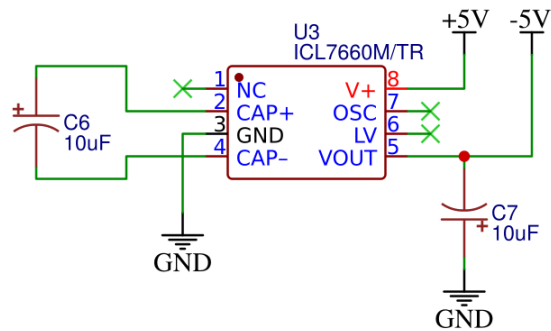
O conversor de tensão ICL7660, transforma tensão na sua entrada de 1.5 V a 10 V numa saída de -1.5 V a -10 V utilizando apenas dois condensadores eletrolíticos de baixo custo, não necessitando de bobinas, é, portanto, a melhor solução para implementar num sistema portátil e miniaturizado. Na imagem 3.42 está apresentado um esquema típico de utilização do circuito integrado para uma conversão simples.



**Figura 3.42** - Circuito típico de conversão de tensão positiva para negativa [42]

A eficiência deste circuito é bastante elevada, na ordem dos 99.9%, e apresenta-se como mais uma vantagem em termos de poupança de energia. O ICL7660 trabalha sob uma frequência de oscilação de 10 KHz, no caso de ter o pino 7 OSC, e o pino 6 LV em aberto. No entanto quando o primeiro está conectado a um condensador e o mesmo ao *ground*, daria

para diminuir essa frequência, o pino LV teria de ser ligado diretamente à massa. O circuito final está apresentado em 3.43:



**Figura 3.43** - Circuito final de conversão de 5 V em -5 V

Os pinos OSC e LV encontram-se em aberto para que a frequência de oscilação seja máxima com um condensador C7 à saída com o objetivo de evitar o *ripple* de tensão.

### 3.6.6. CIRCUITO FINAL COMPLETO DE ALIMENTAÇÃO

Neste subcapítulo na imagem 3.44 é apresentado todo o circuito referente à parte de alimentação do sistema miniaturizado e portátil de fonocardiograma:

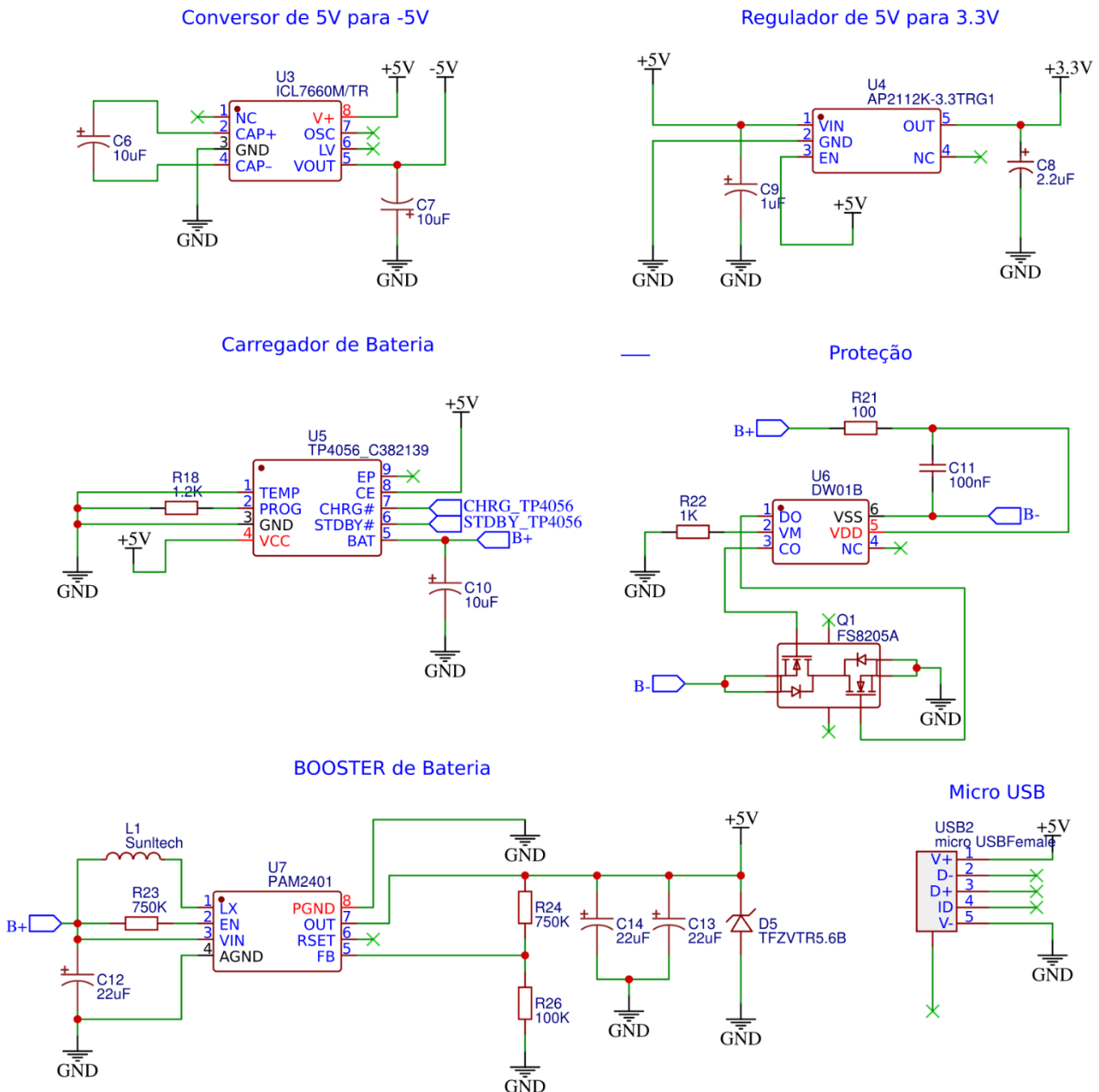


Figura 3.44 - Circuito final completo de alimentação

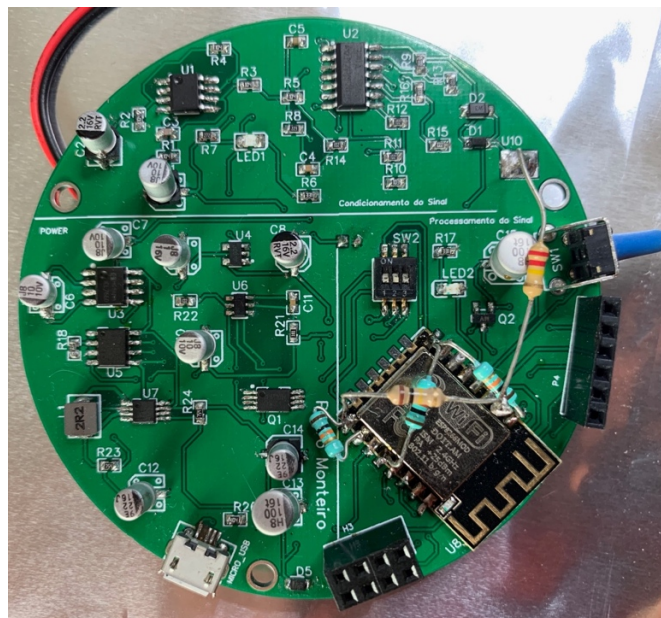




# 4. SISTEMA MINIATURIZADO DE PCG E SOFTWARE DESENVOLVIDO

## 4.1. PROTÓTIPO DO SISTEMA MINIATURIZADO DE PCG

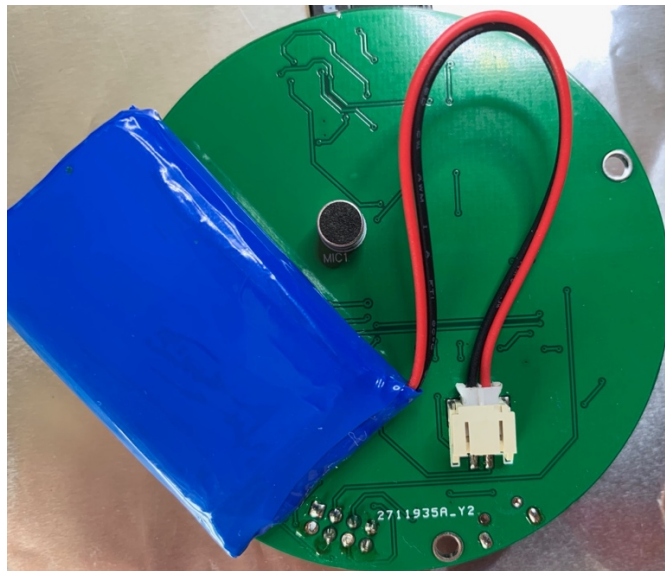
Após todos os testes e simulações, todas as placas desenvolvidas acomodando os sistemas de condicionamento de sinal, processamento de sinal e alimentação do sistema, a placa final foi desenhada de forma a ser o mais compacta possível, o mais otimizada possível e que ofereça o melhor custo-benefício. A placa final do sistema de aquisição PCG miniaturizado e portátil encontra-se representada na imagem 4.1:



**Figura 4.1** - Sistema de aquisição de PCG miniaturizado e portátil – parte frontal

A placa possui cerca de 7.5 cm de diâmetro, tendo dimensões e peso bastante reduzidos. A mesma está dividida em três partes devidamente organizadas, o condicionamento de sinal, o processamento de sinal e a zona que diz respeito a toda a

alimentação da placa. Possui a interface de programação do microcontrolador sob a forma de um conector de 6 pinos, a interface de alimentação e dados sob a forma de um conector de 2x4 pinos. O sistema de aquisição PCG possui ainda uma porta Micro USB com o sentido de tornar mais fácil a alimentação do mesmo e o carregamento da respetiva bateria. A parte de trás da placa possui a bateria e o microfone de eletreto tal como demonstrado na imagem 4.2:



**Figura 4.2** - Sistema de aquisição de PCG miniaturizado e portátil – parte traseira

Em relação à autonomia da placa, está dimensionada para uma duração de 7h30 de funcionamento por possuir uma bateria de 1500 mha, e o sistema completo consumir cerca de 200 mA, medido com um multímetro em série.

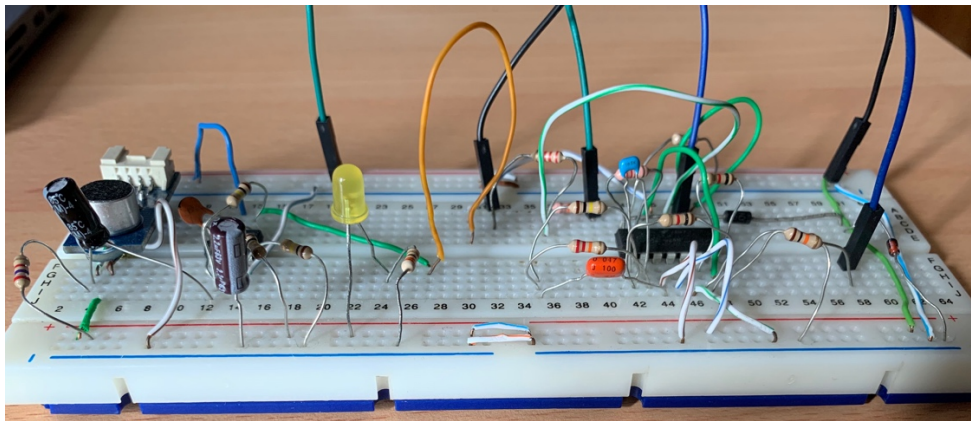
De forma a verificar o funcionamento e resolver possíveis problemas do sistema, as validações foram feitas por partes, a primeira validação é feita verificando o funcionamento do circuito responsável pelo condicionamento de sinal, depois é validada a parte do processamento de dados, o funcionamento do ADC, do módulo Wi-Fi e da interface série. É também verificada a medição direta dos batimentos cardíacos e calculada. Todas as validações do funcionamento do protótipo final foram feitas com a alimentação da bateria.

## 4.2. VALIDAÇÃO EXPERIMENTAL DO SISTEMA DE CONDICIONAMENTO DE SINAL

No presente subcapítulo, a parte referente á aquisição de PCG é validada quanto à sua funcionalidade no quesito de condicionamento e tratamento do sinal e todos os procedimentos e etapas que foram efetuadas.

### 4.2.1. VALIDAÇÃO DO CONDICIONAMENTO DE SINAL

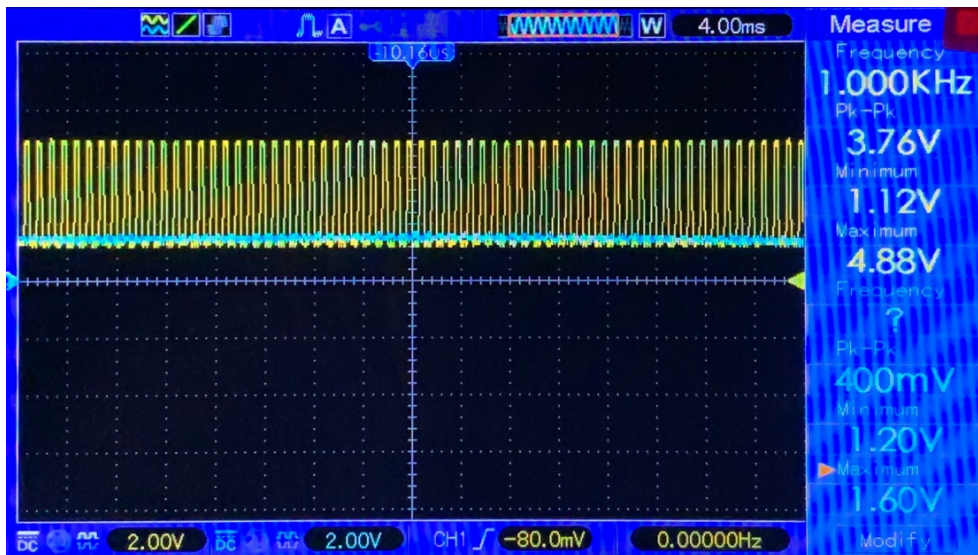
Após as simulações estarem concluídas, o sistema de condicionamento de sinal foi montado em *breadboard*, de acordo com o estudo prévio efetuado. A montagem encontra-se demonstrada na figura 4.3:



**Figura 4.3** - Montagem do circuito de condicionamento do sinal em BreadBoard

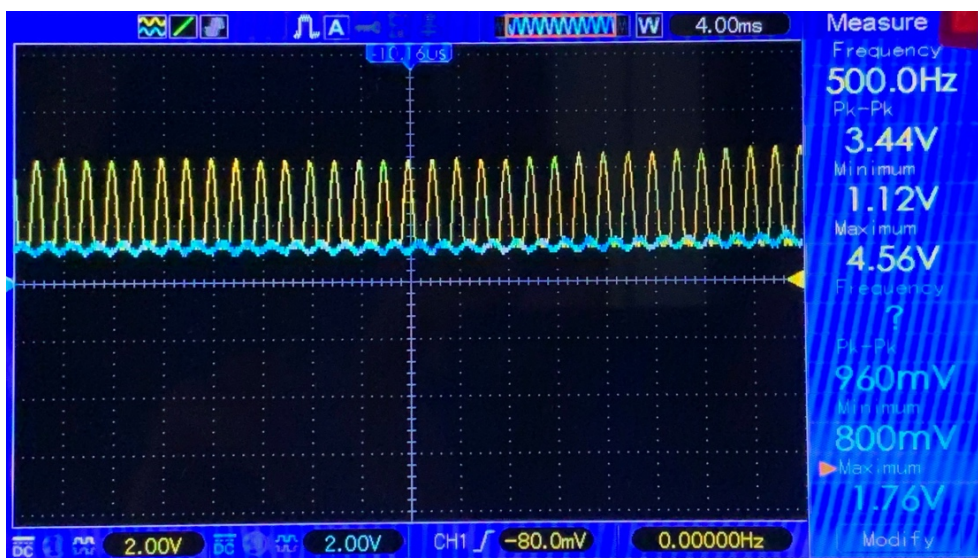
Foram feitos inúmeros testes para verificar o comportamento do circuito de condicionamento de sinal com diversas frequências á entrada e saída do condicionamento de sinal. O circuito de condicionamento de sinal permite a passagem de frequências entre 50 Hz e 200 Hz. O sinal cuja representação da onda tem a cor de amarelo, é a entrada e o azul é a saída. De forma a testar de modo rigoroso o funcionamento de todo o circuito de condicionamento de sinal, foram simuladas diversas frequências utilizando uma coluna perto do microfone, e foram geradas as seguintes frequências: 1000 Hz, 500 Hz, 180Hz e 150 Hz.

A primeira frequência testada é a de 1 kHz cujo resultado é descrito na imagem 4.4:



**Figura 4.4** - Sinal na entrada e saída do filtro a 1 kHz

Cada divisão corresponde a 2 V, a frequência de corte é o valor onde a amplitude tem uma atenuação de -3 dB, sendo igual ao valor onde o valor de amplitude na banda de passagem se divide por  $\sqrt{2}$ . Na imagem 4.5 está representado a segunda frequência testada 500Hz.



**Figura 4.5** - Sinal na entrada e saída do filtro a 500 Hz

O circuito de condicionamento de sinal, como se pode constatar pelo resultado, corta todas as frequências elevadas de forma a eliminar ruídos. No entanto, todas as frequências inferiores a 200 Hz tem a sua passagem permitida de acordo com as seguintes imagens. Estas

frequências estão centradas em 1.65 V. A imagem 4.6 representa o teste para uma frequência de 180 Hz.



**Figura 4.6** - Sinal na entrada e saída do filtro a 180 Hz

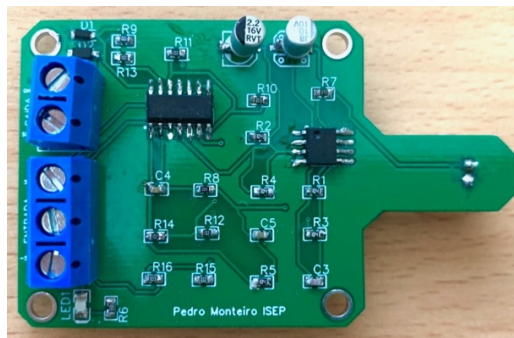
O sinal que está à entrada do filtro é de 180 Hz, no entanto, na sua saída tem exatamente a mesma frequência sem qualquer desvio com um valor de pico-a-pico de 3.2 V, que é o sinal que vai ser lido pelo ADC. Na imagem 4.7 está representada a resposta do filtro para um sinal de 150 Hz.



**Figura 4.7** - Sinal na entrada e saída do filtro de 150 Hz

O sinal de 150 Hz apresenta um valor de pico-a-pico de 3.3 V, ou seja, não é eliminado pelo circuito de condicionamento de sinal. Utilizando a coluna foi então possível verificar o funcionamento do circuito de condicionamento de sinal.

Para continuar o desenvolvimento do projeto, foi desenvolvida uma placa de circuito, para isso foi criado um esquema e posteriormente a mesma foi desenhada com recurso a um *software* de nome EasyEDA utilizando componentes SMD para tornar o sistema mais compacto. Na imagem 4.8 está representada a placa do condicionamento de sinal, à escala:



**Figura 4.8** – Placa de circuito impresso do condicionamento de sinal

A criação desta placa permitiu tornar todo o circuito complexo numa pequena placa compacta no sentido de se tornar mais fácil testar os próximos módulos de alimentação e processamento de sinal que são posteriormente desenvolvidos e incluídos no sistema de aquisição PCG miniaturizado e portátil, ou seja numa placa final.

### 4.3. VALIDAÇÃO EXPERIMENTAL DO SISTEMA DE AQUISIÇÃO DO CONVERSOR ANALÓGICO-DIGITAL E ENVIO POR WI-FI

No presente subcapítulo são apresentadas e os fluxogramas que ilustram os algoritmos e as validações do *software*. O microcontrolador tem de estar constantemente e em tempo real a analisar os dados recebidos pelo ADC e posteriormente a enviar por Wireless para que o utilizador tenha acesso aos mesmos a qualquer momento.

De forma a validar os resultados enviados por *wireless*, é criada uma interface *serial*, de forma a poder resolver os problemas que foram aparecendo no desenvolvimento do software para envio dos valores lidos pelo ADC para a rede criada, caso os valores enviados não correspondessem com os observados na consola da interface *serial*. O fluxograma de alto nível que traduz o algoritmo de desenvolvimento do software está representado na imagem 4.9.

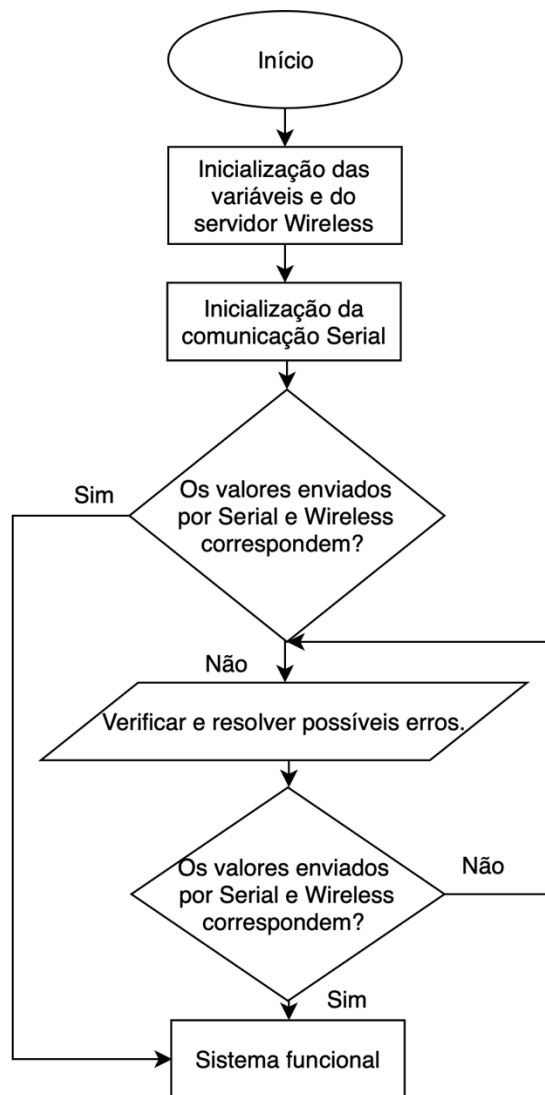


Figura 4.9 - Fluxograma do desenvolvimento do *software*

#### 4.3.1. LEITURA DOS VALORES DO CONVERSOR ANALÓGICO-DIGITAL E ENVIO PELA INTERFACE SERIAL

De forma a cumprir os requisitos de funcionamento do sistema miniaturizado de PCG, é necessário criar um software capaz de executar esta leitura de forma precisa e constante. A taxa de amostragem tem de ser pelo menos o dobro da frequência máxima que se pretende adquirir. No sistema de PCG, a frequência máxima de captação dimensionada utilizando o filtro passa baixo é de 200 Hz, no que daria uma frequência mínima de amostragem de 400 Hz, no entanto para uma maior clareza e precisão de conversão é utilizada uma frequência de amostragem de 10 kHz, ou seja, 25 vezes superior á mínima. O fluxograma representado na imagem 4.10 revela o algoritmo de funcionamento do ADC.

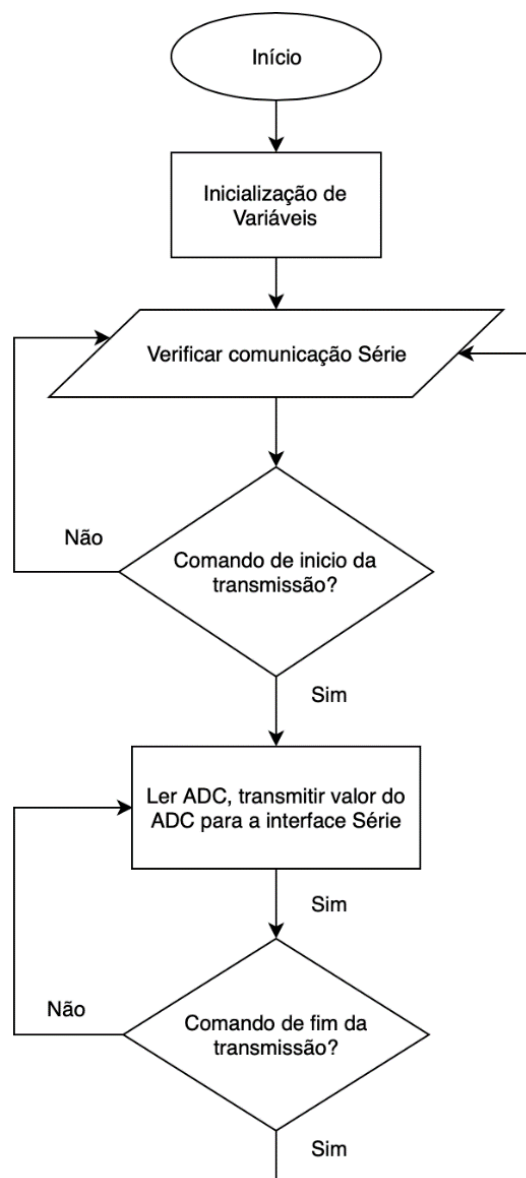
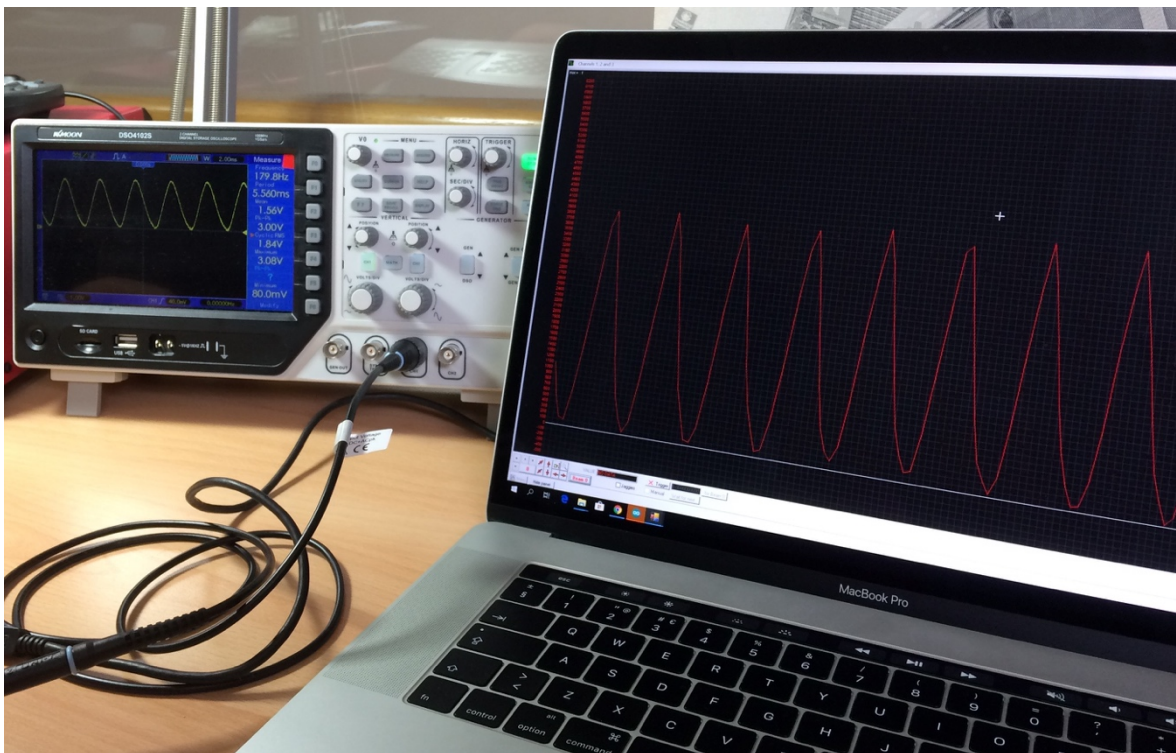


Figura 4.10 - Fluxograma da leitura de ADC

A leitura efetuada pelo ADC é enviada pela interface de série através do programador FTDI para o PC utilizando o circuito desenvolvido de programação e interface série apresentado no capítulo 3.4.2., é escolhido um *baud rate* de 115200 entre a interface série e o computador. O módulo de ADC funciona na sua resolução máxima de 10 bits, de forma a converter valores entre analógicos de 0 V a 1 V para valores digitais entre 0 e 1024.

De forma a validar o *software*, com o auxílio de uma coluna, gera-se um som sob a forma de uma onda sinusoidal com 180 Hz, perto do microfone, para que seja possível comparar o formato da onda analógica no ecrã do osciloscópio com o formato de onda digital no ecrã do computador, depois de ser convertida pelo ADC. A imagem 4.11 demonstra o resultado e as diferenças entre o sinal analógico e digital.



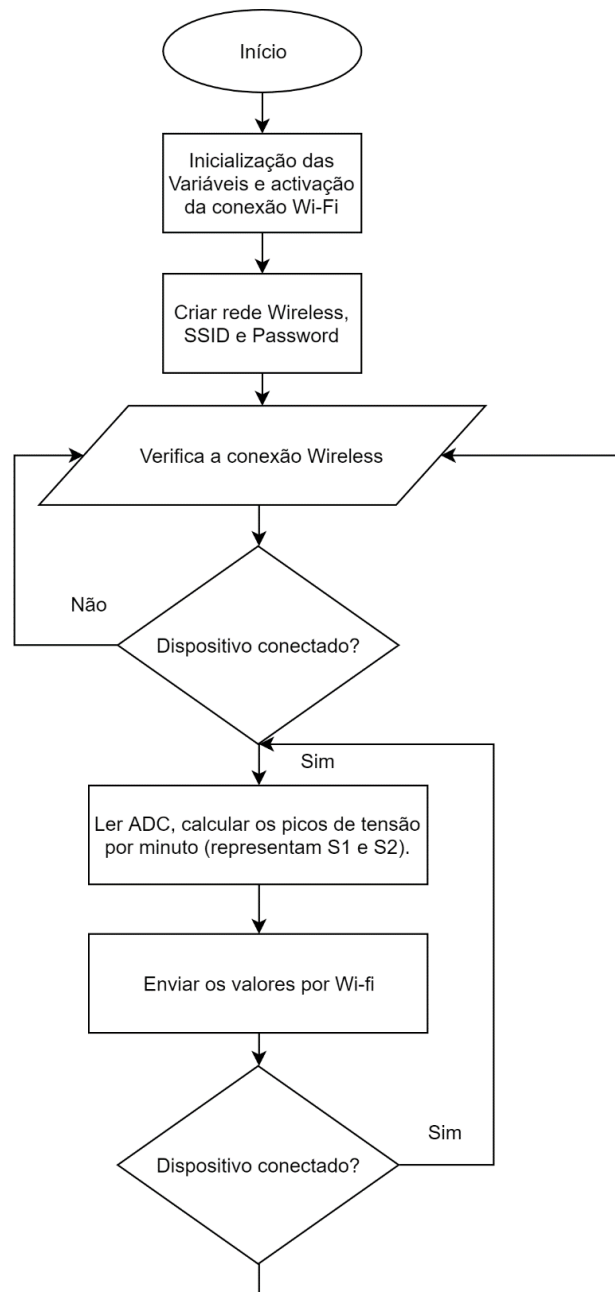
**Figura 4.11** - Leitura e conversão do sinal analógico para digital

Este teste foi possível devido ao desenvolvimento de um circuito de auxílio à interface série, de forma a que o ESP12 possa retornar para o FTDI e este retornar os valores convertidos para o computador a um *baud rate* de 115200, para que seja possível, através de um programa chamado “Digital Oscilloscope”, observar com precisão o sinal digital via UART. Nos testes envolvendo a transmissão de dados pela UART, realizados com uma taxa de transmissão de 115200, dividindo este valor por 10 *bits*, (8 *bits* de dados, um *stop bit* e

um *bit* de paridade) multiplica-se pela taxa de frequência de envio, assim sendo tem-se a possibilidade de enviar 10 *bits* a cada *ms*.

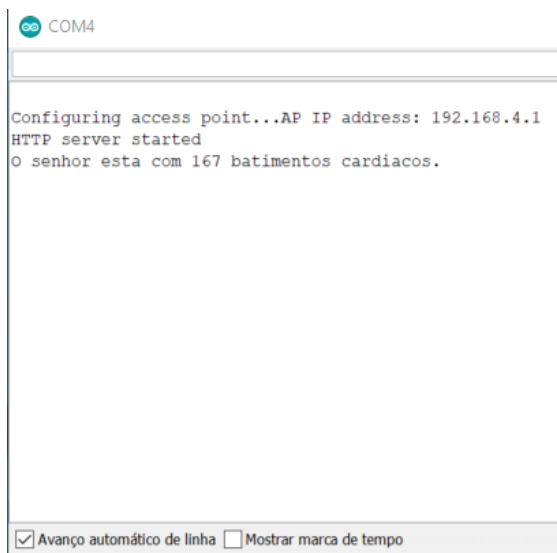
#### 4.3.2. ENVIO DOS VALORES PARA WI-FI

O *software* responsável pela criação de rede, cálculo dos batimentos cardíacos e envio dos resultados é apresentado sob a forma de um fluxograma apresentado na imagem 4.12.

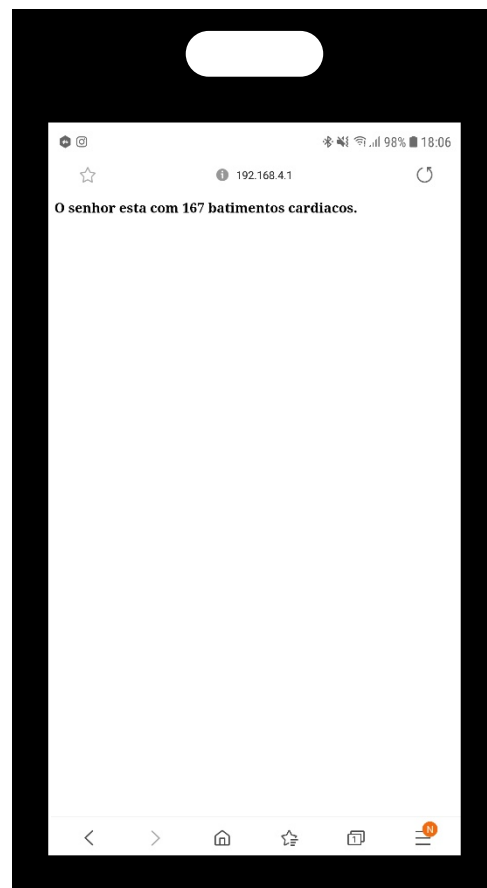


**Figura 4.12** - Fluxograma da leitura do ADC e envio pela rede *wireless*

O módulo de comunicação wireless é ativado e depois a rede é configurada com um nome (SSID) e uma palavra-passa, para que seja criada uma camada de segurança. Os valores do conversor analógico-digital só vão ser lidos quando existir uma conexão móvel à rede para efeitos de poupança energética visto que se trata de um sistema alimentado a bateria. Quando existir uma conexão do dispositivo móvel, os valores são lidos e calculados e posteriormente enviados pela rede, onde podem, facilmente, ser acedidos por um browser num dispositivo móvel que esteja em rede. No ato em que o dispositivo móvel se conecta à rede, o monitor *serial* está aberto no computador para poder comparar os resultados, encontram-se apresentados nas imagens 4.13 e 4.14.



**Figura 4.13** - Resultado no monitor série



**Figura 4.14** - Resultado no dispositivo móvel

De forma a validar este resultado é colocado um sinal sintético à entrada do microfone que simula os batimentos cardíacos, e posteriormente é comparado o resultado entre o dispositivo móvel e o monitor série.

#### 4.4. VALIDAÇÃO DA AQUISIÇÃO DO SINAL CARDÍACO

Neste subcapítulo a aquisição analógica do sinal sonoro do coração é validado através da utilização do sinal sintético providenciado pela Think Labs que se encontra na imagem 4.15 e através da auscultação do coração humano de forma direta. [43]

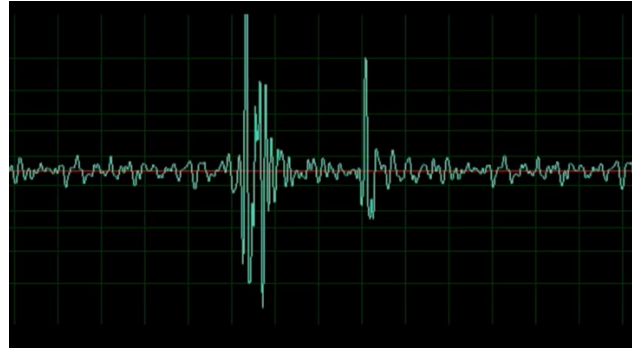


Figura 4.15 - Sinal cardíaco sintético [43]

##### 4.4.1. VALIDAÇÃO POR MEIO DE UM SINAL SINTÉTICO

Utilizando um sinal sintético por via de uma coluna de som, foi possível testar o funcionamento do sistema de aquisição do sinal cardíaco. Basta colocar a coluna de som perto do microfone e o resultado está demonstrado na imagem 4.16:

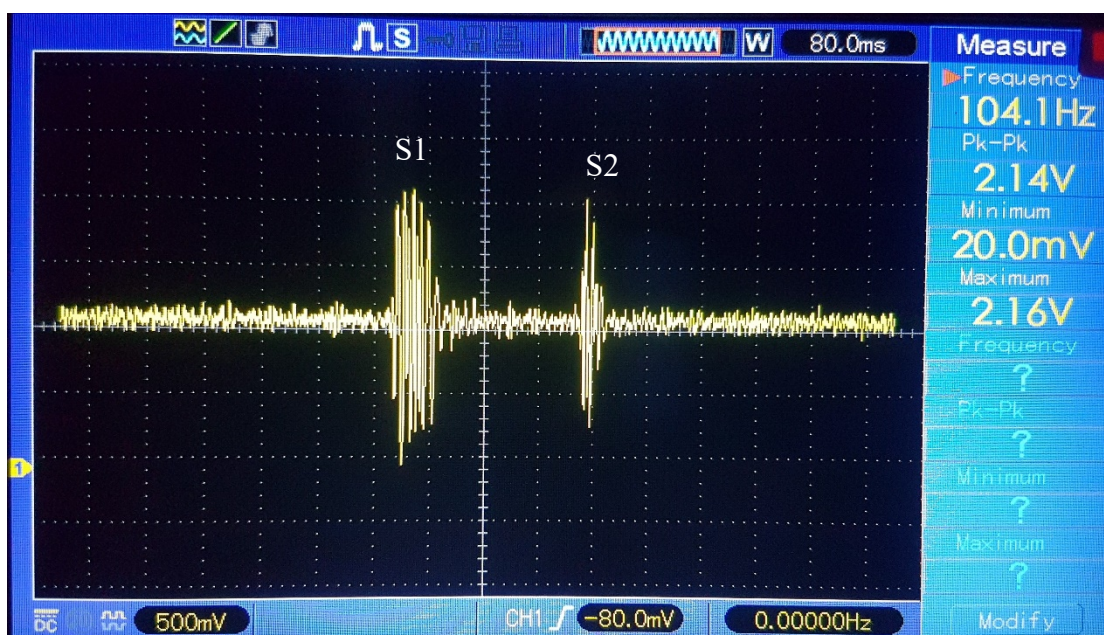


Figura 4.16 - Registo da onda S1 e S2

Utilizando o filtro passa-baixo, todas as frequências acima de 200 Hz, são eliminadas, desta forma, não existem ruídos no sinal final, conseguindo analisar com clareza cada som cardíaco emitido pelo coração.

#### 4.4.2. VALIDAÇÃO POR MEIO DA AUSCULTAÇÃO DIRETA

Nesta fase, utilizando o protótipo final, basta colocá-lo na zona do peito e verificar os batimentos cardíacos no osciloscópio, o resultado é traduzido pela imagem 4.17:



**Figura 4.17** - Auscultação direta do coração

É possível de forma fácil, observar as formas de onda dos sons cardíacos e verificar o excelente funcionamento do sistema de aquisição PCG e do coração através da visualização do gráfico. Existe a possibilidade de obter o número de batimentos cardíacos analisando este gráfico, sabe-se que cada quadricula representa 80 ms, do pico do S1 ao próximo S1 são 9 quadriculas, então, desta forma o período do sinal é de 720 ms, a frequência dá-se pela equação 4.1:

$$f = \frac{1}{p} \quad (4.1)$$

Calculando a frequência num segundo dá o resultado de 1.38 Hz, convertendo para batimentos por minuto, multiplica-se por 60, obtém-se o resultado de 83 batimentos cardíacos. Desta forma, sabendo o período do sinal, é possível saber a cadência de batimentos do coração por minuto.



# 5. CONCLUSÕES

No decorrer da dissertação foi descrito todo o processo de desenvolvimento do protótipo de um sistema de aquisição do PCG miniaturizado e portátil de forma pormenorizada e todos os seus circuitos constituintes.

O protótipo final está cuidadosamente dividido em três partes: a parte do condicionamento de sinal; a parte do processamento de sinal que aloja o microcontrolador ESP12 e os respetivos circuitos da interface série e a parte da alimentação que dela fazem parte o sistema de *booster* de bateria, o sistema de carregamento da bateria e a sua proteção, o sistema que permite inverter a tensão e o sistema que permite regular a mesma.

O protótipo desenvolvido executa leituras dos sons cardíacos e informa o utilizador em tempo real acerca do batimento do seu coração, de forma a enviar estes dados, o sistema cria uma rede *wireless* com proteção e de fácil acesso a qualquer dispositivo móvel com conexão Wi-Fi. As funcionalidades foram validadas por partes, começando pela simulação do sistema de condicionamento do sinal, seguidamente foi feita a implementação de forma aprimorada em *breadboard* e depois o desenho de um PCB final apenas dedicado a este sistema. O desenho do circuito de processamento do sinal foi desenvolvido posteriormente e feito uma PCB para o mesmo. Por fim desenvolveu-se a parte responsável pela alimentação da placa, executaram-se os testes de compatibilidade e de validação e por fim desenhou-se uma PCB com este sistema. Com todos os sistemas validados foram feitas várias placas finais, melhorando e otimizando os pontos necessários até chegar ao protótipo final funcional.

O protótipo final aproxima-se o máximo possível de um sistema comercial, com todos os componentes idealizados para um baixo custo, uma elevada duração e um tamanho reduzido, o processo SMD foi utilizado para satisfazer estes requisitos. Todos estes processos consumiram bastante tempo e obrigaram a uma otimização do processo de desenho do protótipo final.

Os desenvolvimentos futuros do ponto de vista do *hardware* do sistema podem-se basear na troca do microfone de eletreto por um MEMS (eletromecânico) e aumentar o número para uma melhor e mais nítida auscultação dos sons do coração. Em termos de *software*, seria interessante a implementação de um sistema que permitisse observar o histórico dos sons cardíacos ao longo do dia e posteriormente avisasse o utilizador acerca do seu histórico diário.



## *Referências Documentais*

[1] Hoffman, Matthew, *Picture of the Heart, Human Anatomy*, WebMD, <https://www.webmd.com/heart/picture-of-the-heart#1>, acessado a 10/3/2019

[2] *Coração Humano – Tudo sobre o Órgão*, Anatomia do Corpo, <https://www.anatomiadocorpo.com/sistema-circulatorio/coracao/>, acessado a 10/3/2019

[3] Pereira, Liliana Vanessa Correia, *Análise de ECG no Contexto de Telemonitorização em Insuficiência Cardíaca*, Tese de Dissertação de Mestrado, Universidade de Coimbra, setembro 2015, pp. 9-12, pp.12-14.

[4] *Human Heart Circulatory System*, Getty images, <https://www.gettyimages.pt/detail/ilustração/human-heart-circulatory-system-ilustração-royalty-free/598167278>, acessado a 17/3/2019.

[5] Krishna, B.T., *QRS detection using digital differentiators*, Institute of Electrical and Electronics Engineers, 2015. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/7352526>, acessado a 17/3/2019.

[6] Eletrocardiograma (ECG), OlharFisio, <https://olharfisio.blogspot.com/2017/04/eletrocardiograma-ecg.html>, acessado a 19/3/2019.

[7] Electrocardiography, Howling Pixel, <https://howlingpixel.com/en/Electrocardiography>, acessado a 20/3/2019.

[8] Malmivuo, Jaakko & Plonsey, Robert, *Bioelectromagnetism. 15. 12-Lead ECG System*, Oxford University Press, 1995. Disponível em: [https://www.researchgate.net/publication/321019966\\_Bioelectromagnetism\\_15\\_12-Lead\\_ECG\\_System](https://www.researchgate.net/publication/321019966_Bioelectromagnetism_15_12-Lead_ECG_System), acessado a 30/3/2019

[9] Mehmood, Amir, Nadeem, Adnan; Rizwan, Kashif; Mahmood, Nadeem, Wagas, Ahmad, *A Study of Wearable Bio-Sensor Technologies and Applications in Healthcare*, Sukkur IBA, 2017. Disponível em:

<https://pdfs.semanticscholar.org/31ea/c9f314f1a1c3fb4fabdb4fac4ca534d274fb.pdf>, pp.68-76, acessado a 22/3/2019.

[10] Amaral, Fernanda Vargas, Monte, Adilson, *Fonocardiograma: construcción y evaluación*, Universidade Nacional de La Plata, 2016. Disponível em: <https://www.efyc.fahce.unlp.edu.ar/article/view/EFyCv18n01a06/7409>, p. 3, acessada a 7/4/2019.

[11] Santo, Andreia Filipa Dias Espírito, *Caraterização funcional cardíaca por fonocardiograma*, Tese de Dissertação de Mestrado, Escola Superior de Tecnologia e Gestão – Instituto Superior de Leiria, 2016. Disponível em: [https://iconline.ipleiria.pt/bitstream/10400.8/2081/1/Andreia%20Filipa%20Dias%20Esp%C3%ADrito%20Santo\\_MGSIM.pdf](https://iconline.ipleiria.pt/bitstream/10400.8/2081/1/Andreia%20Filipa%20Dias%20Esp%C3%ADrito%20Santo_MGSIM.pdf), pp. 6 – 8, acessado a 9/4/2019.

[12] Goldberg, Charlie, *Examination of the Heart*. Disponível em: [https://meded.ucsd.edu/clinicalmed/pe\\_heartexam.pdf](https://meded.ucsd.edu/clinicalmed/pe_heartexam.pdf), acessado a 10/4/2019.

[13] *The PCG signal including heart signs*, Research Gate. Disponível em: [https://www.researchgate.net/figure/Illustrates-the-PCG-signal-including-heart-sounds-S1-S2-S3-S4-1-2-Measured\\_fig2\\_262806530](https://www.researchgate.net/figure/Illustrates-the-PCG-signal-including-heart-sounds-S1-S2-S3-S4-1-2-Measured_fig2_262806530), acessado a 10/4/2019.

[14] Spinger, David B., Tarassenko, Lionel, Clifford, Gari D., *Logistic Regression – HSMM – Based Heart Sound Segmentation*, IEEE Xplore Digital Library. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/7234876>, acessado a 11/4/2019.

[15] Stefanini, E., Kasinki, N., Carvalho, Ac., *Guias de medicina ambulatorial e hospitalar de cardiologia*, Cardiologia, 2004.

[16] *Microfones Caraterísticos e Aplicações – DGC Áudio*. Disponível em: [https://dgcaudio.com.br/wp-content/uploads/2016/06/microfones\\_-\\_caracteristicas\\_e\\_aplicacoes.pdf](https://dgcaudio.com.br/wp-content/uploads/2016/06/microfones_-_caracteristicas_e_aplicacoes.pdf), acessado a 13/4/2019.

[17] *Microfone de Eletreto – Nova Eletronica*. Disponível em: <http://blog.novaeletronica.com.br/microfone-de-eletreto/>, acessado a 14/4/2019.

[18] *An Introduction to Sound Transducers – Eletronics Hub*. Disponível em: <https://www.electronicshub.org/sound-transducers/>, acessado a 14/4/2019.

[19] MEMS Microphone – a breakthrough innovation in sound sensing, EEHerald. Disponível em: <http://www.eeherald.com/section/design-guide/mems-microphone.html>, acessado a 17/4/2019.

[20] Widder, John, Morcelli, Alessandro, *Basic Principles of MEMES microphones*. Disponível em: <https://www.edn.com/design/analog/4430264/Basic-principles-of-MEMS-microphones->, acessado a 18/4/2019.

[21] *Block diagram of the general biomedical signal processing and analysis, as an integrative approach for computer-aided diagnosis system*, ResearchGate. Disponível em:

[https://www.researchgate.net/figure/Block-diagram-of-the-general-biomedical-signal-processing-and-analysis-as-an\\_fig2\\_210290203](https://www.researchgate.net/figure/Block-diagram-of-the-general-biomedical-signal-processing-and-analysis-as-an_fig2_210290203), acedido a 19/4/2019.

[22] *HSM-300 Heart Sounds Monitor – Technical Note*. Disponível em: <http://www.iworx.com/documents/technotes/HSM-300.pdf>, acedido a 22/4/2019.

[23] *StethoMe My Home Digital Stethoscope for For Modern, Conscious Parents*, Tuvie. Disponível em: <http://www.tuvie.com/stethome-my-home-digital-stethoscope-for-for-modern-conscious-parents/>, acedido a 23/4/2019.

[24] *StethoMe®. My Home Stethoscope*. Disponível em: <https://stethome.com/>, acedido a 23/4/2019.

[25] M6035P – datasheet. Disponível em: <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/292834/SOBERTON/EM6035P.html>, acedido a 26/4/2019

[26] J. Caldwell. Single-supply, electret microphone pre-amplifier reference design. 2015, acedido a 26/4/2019

[27] LM741CN – datasheet. Disponível em: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm741.pdf>, acedido a 1/4/2019

[28] LM324 – datasheet. Disponível em: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm324-n.pdf>, acedido a 5/5/2019

[29] ESP12 - ESP-12F WiFi Module – Disponível em: <https://www.elecrow.com/download/ESP-12F.pdf>, acedido a 10/5/2019

[30] ESP8266 WiFi Module ESP-12 – Disponível em: <https://grobotronics.com/esp8266-wifi-module-esp-12.html?sl=en>, acedido a 10/5/2019

[31] FTDI ESP8266 Definitive Wiring - Disponível em: <https://www.instructables.com/id/FTDI-ESP8266-Definitive-Wiring/>, acedido a 15/5/2019

[32] AP2112K - Disponível em: <https://www.ebay.com/itm/10PCS-AP2112K-1-8TRG1-IC-REG-LDO-1-8V-0-6A-SOT25-AP2112-2112-AP2112K-2112K-AP211-192832506538>, acedido a 1/6/2019

[33] AP2112 – datasheet. Disponível em: <https://www.diodes.com/assets/Datasheets/AP2112.pdf>, acedido a 1/6/2019

[34] PAM2401 - Disponível em: <https://uk.rs-online.com/web/p/dc-dc-converters/9210767/>

[35] PAM2401 – Application Note. Disponível em: [https://www.diodes.com/assets/App-Note-Files/power/sw\\_reg/AN\\_PAM2401.pdf](https://www.diodes.com/assets/App-Note-Files/power/sw_reg/AN_PAM2401.pdf), acedido a 10/6/2019

[36] TP4056 – Disponível em: <https://www.dnatechindia.com/tp4056-lithum-battery-managment-ic-buy-india.html>, acedido a 23/6/2019

[37] TP4056 – datasheet. Disponível em: <https://dlnmh9ip6v2uc.cloudfront.net/datasheets/Prototyping/TP4056.pdf>, acedido a 23/6/2019

[38] DW01A – Disponível em: <https://www.eletródex.com.br/dw01a-smd-ci-protetor-de-bateria-de-lithium-ion-polimero.html>, acessado a 1/7/2019

[39] DW01A – datasheet. Disponível em: <http://hmsemi.com/download/DW01A.PDF>, acessado a 1/7/2019

[40] FS8205A – datasheet. Disponível em: [https://www.ic-fortune.com/upload/Download/FS8205A-DS-12\\_EN.pdf](https://www.ic-fortune.com/upload/Download/FS8205A-DS-12_EN.pdf), acessado a 2/7/2019

[41] ICL7660 – Disponível em: <https://portuguese.alibaba.com/product-detail/50-icl7660s-icl7660-7660s-voltage-converter-intersil-sop-8-60612374486.html>, acessado a 30/7/2019

[42] ICL7660 – datasheet. Disponível em: <https://www.renesas.com/eu/en/www/doc/datasheet/icl7660.pdf>, acessado a 30/7/2019

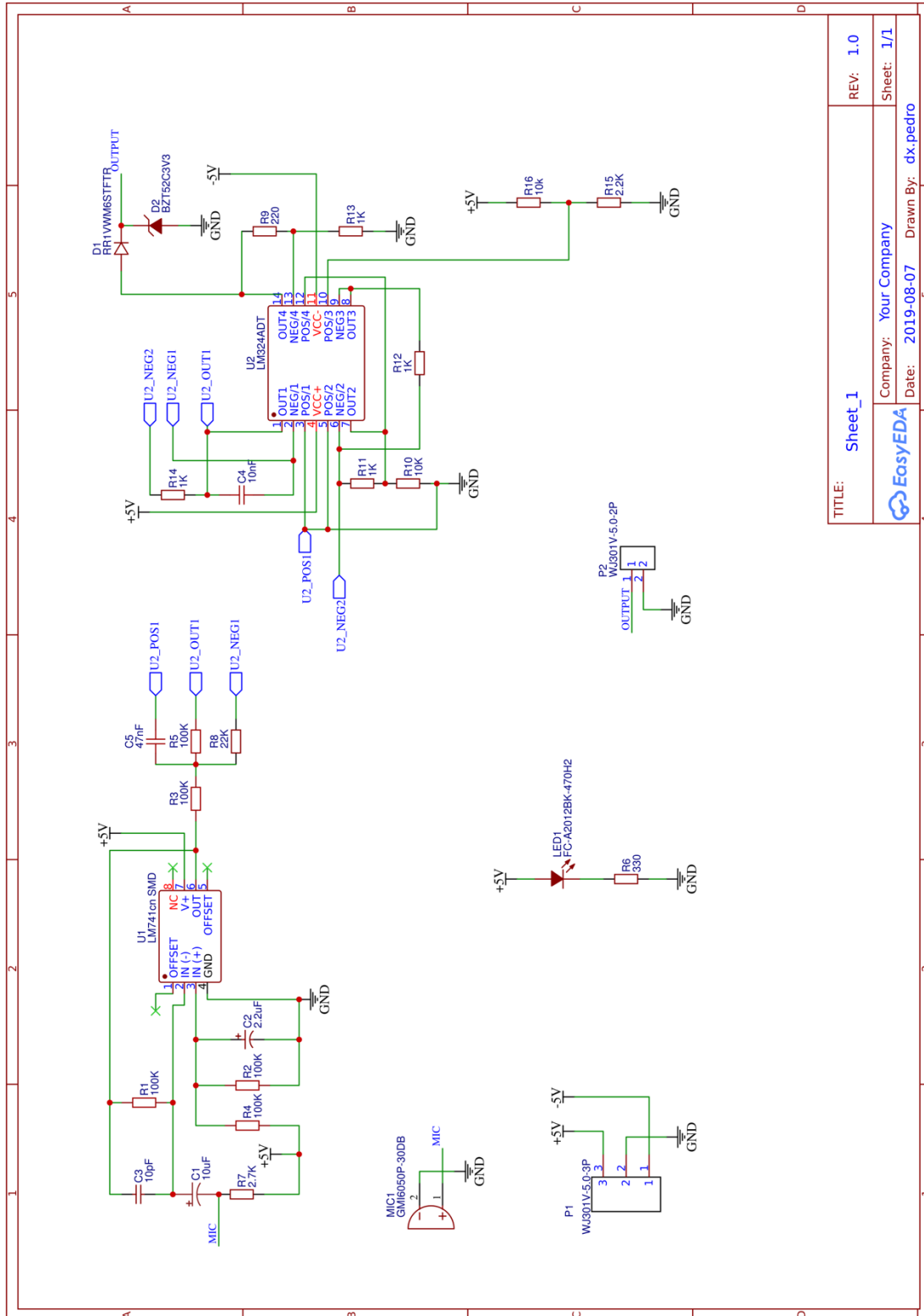
[43] Thinklabs – Normal Heart Sound – Disponível em: <https://www.youtube.com/watch?v=xER8Bp4L2kM>, acessado a 15/9/2019





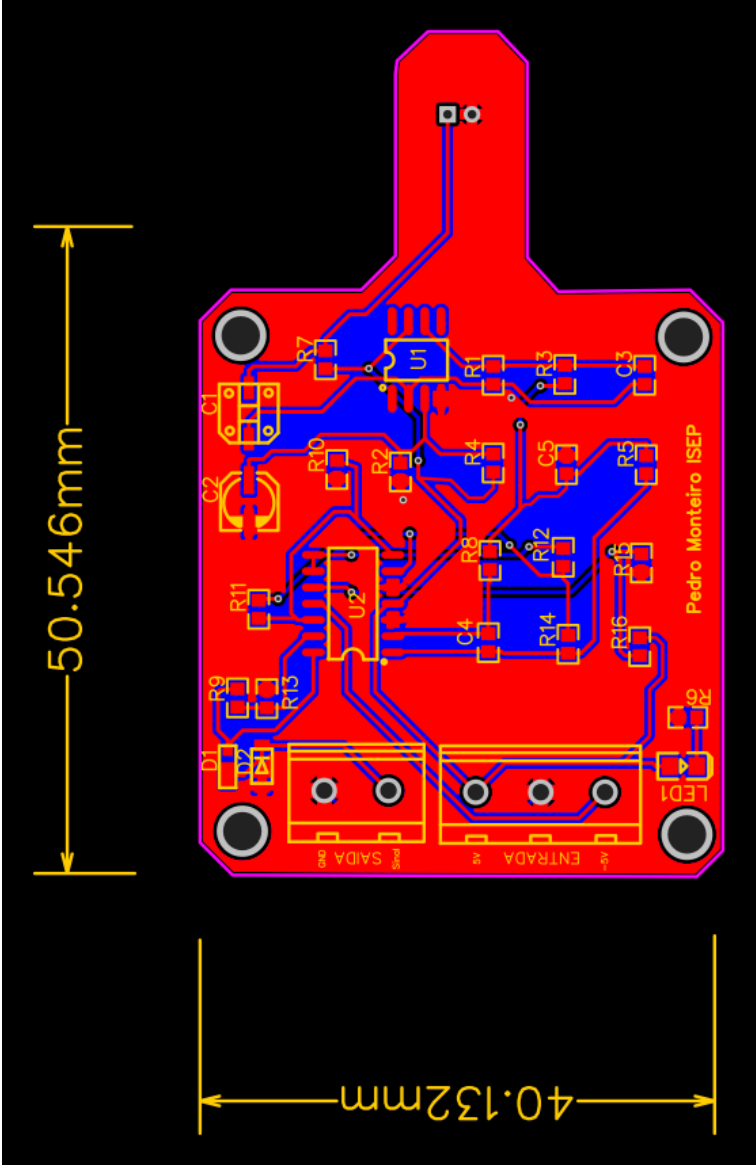


# Anexo A. Circuito de condicionamento de sinal.

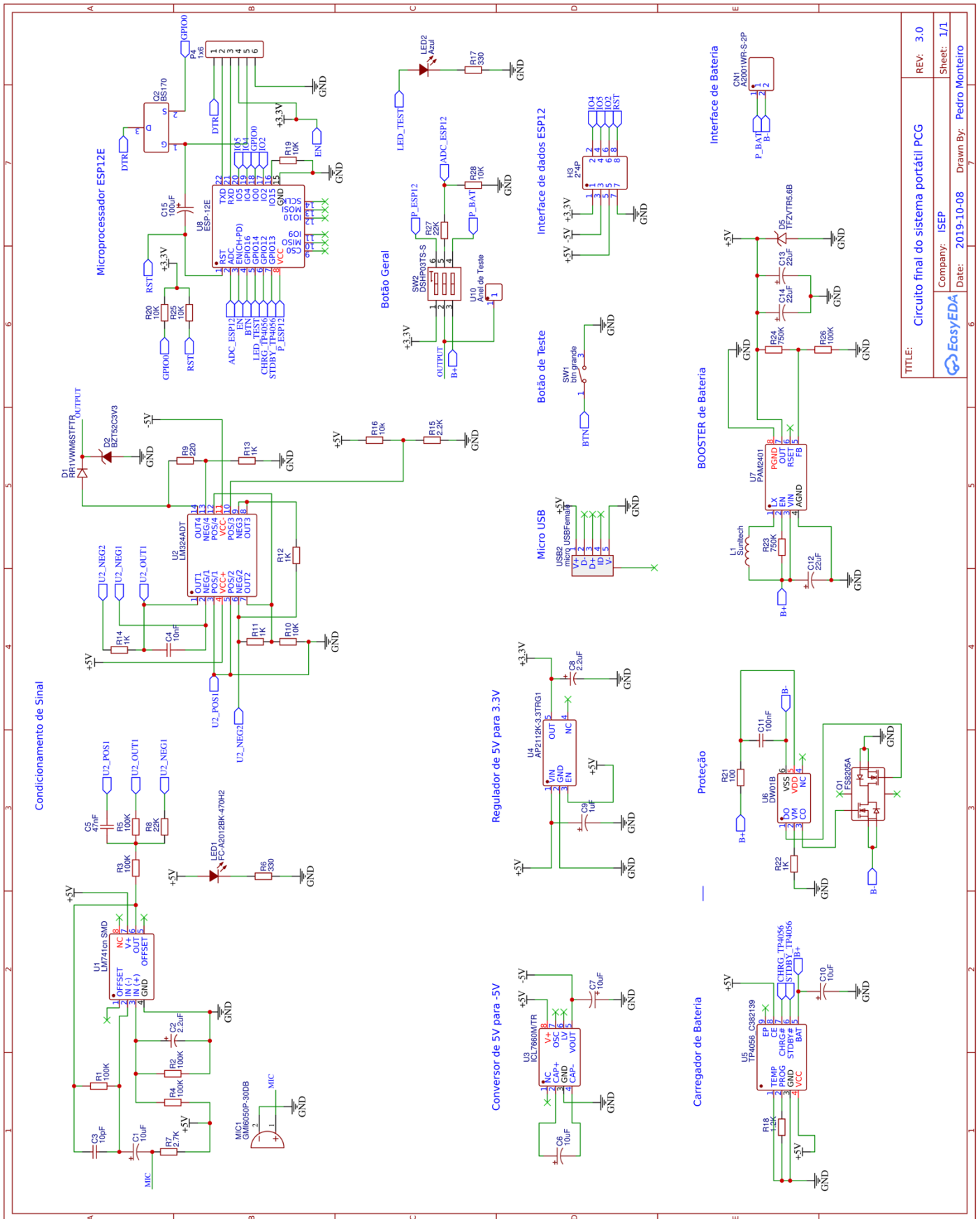


TITLE: Sheet_1	REV: 1.0
Company: Your Company	Sheet: 1/1
Date: 2019-08-07	Drawn By: dx.pedro

Anexo B. PCB do circuito de condicionamento de sinal.



# Anexo C. Circuito final



TITLE: Circuito final do sistema portátil PCG	REV: 3.0
Company: ISEP	Sheet: 1/1
Date: 2019-10-08	Drawn By: Pedro Monteiro

Anexo D. PCB do circuito final

