

UNIVERSIDADE DO ESTADO DO AMAZONAS

MARCUS VINICIUS BARRETO FRANCO

**DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO DE
ELETROCARDIOGRAMA DE ALTA RESOLUÇÃO PARA AUXÍLIO
NO DIAGNÓSTICO DE CARDIOPATIAS**

Manaus
2017

MARCUS VINICIUS BARRETO FRANCO

**DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO DE
ELETROCARDIOGRAMA DE ALTA RESOLUÇÃO PARA AUXÍLIO
NO DIAGNÓSTICO DE CARDIOPATIAS**

Pesquisa desenvolvida durante a disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso II e apresentada à banca avaliadora do Curso de Engenharia Elétrica da Escola Superior de Tecnologia da Universidade do Estado do Amazonas, como pré-requisito para a obtenção do título de Engenheiro Eletricista.

Orientador: Me. André Luiz Printes

Manaus
2017

Universidade do Estado do Amazonas – UEA
Escola Superior de Tecnologia - EST

Reitor:

Cleinaldo de Almeida Costa

Vice-Reitor:

Mario Augusto Bessa de Figueiredo

Diretor da Escola Superior de Tecnologia:

Roberto Higino Pereira da Silva

Coordenador do Curso de Engenharia Elétrica:

Cláudio Gonçalves

Banca Avaliadora composta por:

Prof. André Luiz Printes (Orientador)

Prof. Jozias Parente de Oliveira

Prof. Raimundo Cláudio Gomes

Data da defesa: <18/12/2017>.

CIP – Catalogação na Publicação

Franco, Marcus Vinicius Barreto

Desenvolvimento de um protótipo de eletrocardiograma de alta resolução para auxílio no diagnóstico de cardiopatias / Marcus Vinicius Barreto Franco; [orientado por] André Luiz Printes. – Manaus: 2017.
81 p.: il.

Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Elétrica). Universidade do Estado do Amazonas, 2017.

1. Eletrocardiograma. 2. Potenciais Tardios de Ativação Ventricular. 3. Processamento de Biossinais. I. Printes, André Luiz.

MARCUS VINICIUS BARRETO FRANCO

DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO DE ELETROCARDIOGRAMA DE ALTA
RESOLUÇÃO PARA AUXÍLIO NO DIAGNÓSTICO DE CARDIOPATIAS

Pesquisa desenvolvida durante a disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso II e apresentada à banca avaliadora do Curso de Engenharia Elétrica da Escola Superior de Tecnologia da Universidade do Estado do Amazonas, como pré-requisito para a obtenção do título de Engenheiro Eletricista.

Nota obtida: ____ (_____)

Aprovada em ____ / ____ / ____.

Área de concentração: Processamento Digital de Sinais

BANCA EXAMINADORA

Orientador: André Luiz Printes, Me.

Avaliador: Jozias Parente de Oliveira, Dr.

Avaliador: Raimundo Cláudio Gomes, Dr.

Manaus 2017

AGRADECIMENTOS

A Deus.

Aos meus pais Edilson Franco e Elaine Franco que com muito esforço e dedicação me proporcionaram a realização dos meus ideais.

A Daniela Freitas, pelo amor, carinho e incentivos nos momentos em que mais precisei

Ao orientador deste trabalho, professor André Printes, pelos conselhos e direcionamentos imprescindíveis para a realização desta pesquisa.

Aos amigos Erick Monteiro e Giovanni Antonaccio pelas contribuições técnicas e práticas deste projeto além dos desafios enfrentados durante nosso período de graduação.

Aos demais colegas do curso de Engenharia Elétrica da EST-UEA e laboratório LSE do HUB, pelo convívio e amizade, que de certa forma contribuíram para o desenvolvimento deste trabalho.

A todos os professores que fizeram parte da minha formação.

Obrigado!

RESUMO

O presente trabalho tem como objetivo a implementação de um protótipo de eletrocardiograma de alta resolução (ECGAR) de baixo custo e *open-source* voltado para o auxílio de diagnóstico de cardiopatias. Este protótipo consiste na etapa de captura e digitalização dos biosinais através de um sistema de aquisição utilizando uma plataforma microprocessada com sistema operacional embarcado (Raspberry Pi 3) e um conversor AD de 24 bits (ADS1298). Também consiste em uma série de processamento de biosinais capturados para obtenção dos potenciais tardios de ativação ventricular (PTAV) por meio de promediação dos batimentos e filtragem evidenciando componentes de baixa amplitude e alta frequência, características que os definem. Foram realizados testes com pacientes em uma clínica de arritmias sob supervisão de cardiologistas em comparação a um equipamento comercial presente no local. E como resultado foi constatado a semelhança nos resultados através de comparações por inspeção, e desta forma validando o protótipo proposto como prova de conceito.

Palavras-chave: eletrocardiograma de alta resolução. processamento de biosinais. potenciais tardios de ativação ventricular.

ABSTRACT

The present work aims to implement a low-cost, open-source high-resolution electrocardiogram (HRECG) prototype for the diagnosis of cardiopathies. This prototype consists of the capture and digitization stage of the biosignals through an acquisition system using a microprocessor platform with embedded operating system (Raspberry Pi 3) and a 24-bit AD converter (ADS1298). It also consists of a series of captured biosignals processing to obtain late potentials of ventricular activation (LPVA) by means of beat averaging and filtering evidencing components of low amplitude and high frequency, characteristics that define them. Tests were performed with patients in an arrhythmia clinic under the supervision of cardiologists compared to commercial equipment on the site. As a result, the similarity in the results was verified through inspection comparisons, thus validating the proposed prototype as proof of concept.

Keywords: high resolution electrocardiogram. biosignals processing. late potentials of ventricular activation.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Estrutura do coração e fluxo do sangue pelas câmaras e válvulas cardíacas.....	16
Figura 2 - Despolarização e repolarização de uma célula miocárdica ventricular	18
Figura 3 - Passagem iônica através da membrana celular	19
Figura 4 - Formas de onda do potencial de ação nas diferentes células cardíacas	20
Figura 5 - Forma de onda padrão de um ECG.....	21
Figura 6 - Derivações bipolares do plano frontal	24
Figura 7 - Derivações Unipolares Aumentadas do plano frontal	24
Figura 8 - Derivações Unipolares precordiais do plano horizontal	25
Figura 9 - Posicionamento dos eletrodos e as 12 derivações do ECG	25
Figura 10 - Coordenadas ortogonais XYZ	27
Figura 11 - Posição das derivações ortogonais de Frank.....	27
Figura 12 - (a) Derivações ortogonais XYZ. (b) Final do complexo QRS e o segmento ST...	30
Figura 13 - Sistema de aquisição genérico do ECGAR.....	31
Figura 14 - Comparação entre sinal com e sem base-line drift	32
Figura 15 - Representação do processo de média coerente	33
Figura 16 - Atuação do filtro bidirecional Butterworth.....	35
Figura 17 - Vetor magnitude com os parâmetros dQRS, LAS40 e RMS40.....	36
Figura 18 - Arquitetura básica com master e múltiplos slaves.....	37
Figura 19 - Sinais envolvidos no protocolo SPI.....	37
Figura 20 - Descrição dos componentes do Raspberry Pi 3	40
Figura 21 - Detalhamento dos pinos GPIOs do Raspberry Pi 3	41
Figura 22 - Placa da plataforma de desenvolvimento ADS1298RECG-FE.....	42
Figura 23 - Esquema interno do ADS1298	43
Figura 24 - Cabo e eletrodos do paciente	44
Figura 25 - Simulador de Sinais Cardíacos HS-15.....	44
Figura 26 - Diagrama em blocos de implementação do projeto.....	45
Figura 27 - Diagrama em blocos das funcionalidades do protótipo	46
Figura 28 - Diagrama em blocos dos componentes do protótipo	46
Figura 29 - Esquemático do interfaceamento entre Raspberry Pi 3 e ADS1298	47
Figura 30 - (a) Conexões entre os pinos. (b) Placa soldada com os componentes.....	48
Figura 31 - Hardware do sistema de aquisição do protótipo	49
Figura 32 - Formas de onda da transferência de uma amostra	50
Figura 33 - Fluxograma do algoritmo de aquisição de sinais.....	52
Figura 34 - (a) Sinais da comunicação SPI. (b) Detalhe do atraso entre bytes	53
Figura 35 - Sinais capturados pelo ADS1298	54
Figura 36 - (a) Padrão convencional. (b) Padrão XYZ de Frank	55
Figura 37 - (a) Sinal com base-line drift. (b) Sinal sem base-line drift.....	56
Figura 38 - Resposta em frequência do filtro Chebyshev II na escala logarítmica.....	57
Figura 39 - (a) Sinal com componentes de alta frequência. (b) Sinal filtrado.....	58
Figura 40 - (a) Batimento modelo. (b) Sinal promediado	59
Figura 41 - Resposta em frequência do filtro Butterworth na escala logarítmica	60
Figura 42 - Sinal filtrado pelo filtro Butterworth	61
Figura 43 - Vetor magnitude	61
Figura 44 - Etapas do processamento com banco de sinais.....	62
Figura 45 - Sinal resultante do algoritmo de processamento com banco de sinais	63
Figura 46 - (a) Tela de aquisição (b) Tela de pré-processamento. (c) Tela de resultado	64

Figura 47 - Protótipo de ECGAR desenvolvido.....	65
Figura 48 - Comparação entre os sinais resultantes	66
Figura 49 - Etapas do processamento do paciente 1	71
Figura 50 - Sinal resultante do algoritmo de processamento do paciente 1	71
Figura 51 - Etapas do processamento do paciente 2.....	72
Figura 52 - Sinal resultante do algoritmo de processamento do paciente 2	72
Figura 53 - Etapas do processamento do paciente 3.....	73
Figura 54 - Sinal resultante do algoritmo de processamento do paciente 3	73
Figura 55 - Etapas do processamento do paciente 4.....	74
Figura 56 - Sinal resultante do algoritmo de processamento do paciente 4	74

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Relações matemáticas entre as derivações	26
Tabela 2 – Identificação dos eletrodos XYZ	28
Tabela 3 – Parâmetros de anormalidade do ECGAR.	36

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Morfologia padrão das ondas do ECG	22
Quadro 2 – Resumo da ligação entre os pinos	48
Quadro 3 – Configuração dos registradores do ADS1298.....	50
Quadro 4 – Lista de comandos pré-definidos do ADS1298.....	51

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADC – *Analog-to-Digital Converter*

ANVISA - Agência Nacional de Vigilância Sanitária

ARM – *Advanced RISC Machine*

CMR – *Common Mode Rejection*

dQRS – Duração do complexo QRS filtrado

DSP – *Digital Signal Processor*

ECG – Eletrocardiograma

ECGAR – Eletrocardiograma de Alta Resolução

EEG – Eletroencefalograma

EMG – Eletromiograma

GPIO – *General Purpose Input/Output*

LAS40 - Duração dos sinais de baixa amplitude $<40\mu\text{V}$

LSV – *Least Square Value*

PGA – *Programmable Gain Amplifier*

PTAV – Potenciais Tardios da Ativação Ventricular

RMS40 – Tensão RMS dos últimos 40ms do complexo QRS

SPI – *Serial Peripheral Interface*

VM – Vetor Magnitude

WCT – *Wilson Central Terminal*

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	13
1 REFERENCIAL TEÓRICO	16
1.1 FUNDAMENTOS DO CORAÇÃO.....	16
1.2 ELETROFISIOLOGIA CARDÍACA	17
1.2.1 Eletrofisiologia da célula cardíaca	17
1.2.2 Atividade elétrica do coração	19
1.3 DEFINIÇÕES E CARACTERÍSTICAS DO ECG	20
1.3.1 Traçado do ECG.....	20
1.3.2 Derivações do ECG.....	22
1.4 DEFINIÇÕES E CARACTERÍSTICAS DO ECGAR.....	26
1.4.1 Derivações ortogonais de Frank.....	26
1.4.2 Transformada de Dower	28
1.4.3 Potenciais tardios de ativação ventricular.....	29
1.5 ETAPAS DE PROCESSAMENTO DO ECGAR.....	31
1.5.1 Aquisição dos biossinais	31
1.5.2 Média Coerente.....	32
1.5.3 Filtro bidirecional.....	34
1.5.4 Cálculo do vetor magnitude.....	35
1.6 PROTOCOLO SPI	36
2 MÉTODO PROPOSTO	38
2.1 METODOLOGIA ADOTADA	38
2.2 DISPOSITIVOS E FERRAMENTAS UTILIZADOS NO PROJETO.....	39
2.2.1 Raspberry Pi 3	39
2.2.2 Plataforma de desenvolvimento ADS1298RECG.....	41
2.2.3 Cabos e eletrodos do paciente.....	43
2.2.4 Gerador de sinais cardíacos.....	44
2.2.5 Python	45
2.3 DIAGRAMA EM BLOCOS DO SISTEMA	45
3 IMPLEMENTAÇÃO DO PROJETO	47
3.1 IMPLEMENTAÇÃO DO SISTEMA DE AQUISIÇÃO	47
3.1.1 Interfaceamento entre Raspberry Pi 3 e ADS1298	47
3.1.2 Implementação do script de aquisição de sinais	49
3.2 IMPLEMENTAÇÃO DO ALGORITMO DE PROCESSAMENTO.....	54
3.2.1 Conversão de 12 derivações convencionais para XYZ.....	54
3.2.2 Remoção do <i>base-line drift</i>	55
3.2.3 Remoção dos ruídos de alta frequência	56
3.2.4 Correlação cruzada e promediação dos dados	58
3.2.5 Aplicação do filtro Butterworth	60
3.2.6 Cálculo do vetor magnitude.....	61
3.2.7 Testes com banco de sinais.....	62
3.3 INTEGRAÇÃO DE HARDWARE E SOFTWARE.....	63
4 TESTES E RESULTADOS OBTIDOS	65

CONCLUSÃO.....	67
REFERÊNCIAS	68
APÊNDICE A – ETAPAS DE PROCESSAMENTO COM BANCO DE SINAIS	71
APÊNDICE B – <i>SCRIPT</i> DO SISTEMA DE AQUISIÇÃO	75
APÊNDICE C – <i>SCRIPT</i> DO ALGORITMO DE PROCESSAMENTO.....	78

INTRODUÇÃO

Desde o final do século XIX, a humanidade vivencia profundas transformações socioeconômicas caracterizadas principalmente pelo crescimento industrial e pela urbanização que causaram certas mudanças de costumes e hábitos de alimentação, redução da prática de atividades físicas e aumento do estresse emocional. Junto a estas mudanças foi intensificado o controle das doenças infectocontagiosas, passando as doenças cardiovasculares a representar a principal causa de morte no mundo (SOCESP, 2016).

Como resposta a esse crescimento de doenças cardiovasculares, os estudos e desenvolvimentos de novas tecnologias a respeito desse problema cada vez mais frequente foram intensificados, destacando mais esta área da medicina que até o momento era vista simplesmente como um ramo da clínica médica e deste modo passando a se separar em definitivo e construindo uma especialidade autônoma e bem definida, formando os moldes do que é conhecido hoje como a cardiologia (PORTO, 1998).

Logo no início do século XX, Willem Einthoven introduziu o eletrocardiograma, uma tecnologia que revolucionou o exame do coração e que até hoje ocupa um papel de destaque na linha da avaliação cardiológica. E após ele, houve alguns aperfeiçoamentos deste método com os estudos de Wilson (1934), Kossan e Johnson (1935) e Golberger (1942) que o complementaram com definições de procedimentos e padronizações que são usadas até os dias de hoje.

O eletrocardiograma convencional (ECG) é um dos exames cardiológicos mais comuns, que registra a atividade elétrica do coração. É um exame de baixo custo, não invasivo e amplamente difundido para fins de pesquisa clínica. Embora seja uma ferramenta auxiliar no diagnóstico de diversas cardiopatias relacionadas à atividade elétrica do coração, não possibilita o diagnóstico de algumas anomalias. Para contornar este problema, o eletrocardiograma de alta resolução (ECGAR) vêm sendo utilizado (NAZERAN, 2006).

O ECGAR é um método não invasivo para análise de sinais eletrocardiográficos que se diferencia do ECG convencional em virtude de incrementos nas escalas de tempo e amplitude. Com isto, permite a detecção dos potenciais tardios da ativação ventricular (PTAVs), identificando indivíduos em risco de desenvolver taquicardia ventricular potencialmente fatal (OKIN, 1995; GOMIS, 1997). Os PTAVs são sinais elétricos de baixa amplitude e alta frequência originados em regiões do miocárdio ventricular lesadas, nas quais a condução dos estímulos elétricos se processa de forma lenta e fragmentada (BERBARI, 2000), razão pela qual não são capturados pelo ECG convencional.

Apesar da sua importância, o ECGAR é pouco empregado no meio clínico. Isto se deve ao fato dos equipamentos para sua realização possuírem um alto custo e pelo motivo de os fabricantes não disponibilizarem aparelhos que realizam exclusivamente este método. Pode-se citar como um dos raros exemplos o MAC 5500 da GE Healthcare no mercado fora do país que realiza uma série de outros tipos de análise do sinal cardíaco e por isso possui um alto valor agregado. Já no mercado nacional alguns fabricantes comercializam eletrocardiógrafos computadorizados com 12 canais e aparelhos de gravação contínua de 3 canais (chamados de *Holter*), que também servem para outras análises cardíacas, e que eventualmente podem gravar os sinais para posteriormente serem processados por um software que realiza o método do ECGAR. Como por exemplo os produtos das empresas Micromed, TEB, HeartWare, Cardios e DMS Brasil. E desse modo é inexistente no mercado um aparelho de baixo custo que realize exclusivamente este exame.

Considerando as lacunas identificadas, o objetivo deste trabalho foi de provar a viabilidade de implementação de um protótipo de eletrocardiograma de alta resolução e de baixo custo. Para tanto, o protótipo desenvolvido é composto por módulos de hardware e software, englobando desde a aquisição dos biossinais cardíacos na superfície da pele até a visualização dos dados relacionados em uma interface gráfica, por meio da implementação de um algoritmo atuante no processamento digital desses sinais.

A realização deste trabalho visa contribuir para o ensino, colaborando na formação de novos cardiologistas, para a pesquisa, favorecendo um estreitamento entre Medicina e Engenharias, e também para a aplicação clínica, possibilitando uma maior acessibilidade deste exame em função do baixo custo.

Para ordenação dos assuntos a serem abordados de forma clara e objetiva, este trabalho foi dividido em 4 capítulos.

Capítulo 1 – Referencial Teórico: apresenta conceitos fundamentais sobre a fisiologia, características elétricas do coração, para melhor compreensão da origem dos sinais cardíacos, além de apresentar conceitos importantes sobre o eletrocardiograma convencional (ECG) e as particularidades do eletrocardiograma de alta resolução (ECGAR), onde são apresentadas as etapas de aquisição e processamento dos sinais.

Capítulo 2 – Método proposto: neste capítulo é descrito a sequência de etapas adotada para a realização de teste da hipótese levantada neste trabalho, onde é apresentado a arquitetura e materiais utilizados no desenvolvimento do protótipo como o Raspberry Pi 3 e o conversor ADS1298 explicando os motivos de escolha dos mesmos e como isso baseia as características pretendidas no protótipo final.

Capítulo 3 – Implementação do Projeto: descreve o passo a passo de implementação das etapas descritas no capítulo 2, com o intuito de esclarecer o particionamento do desenvolvimento que se baseia no projeto e montagem do sistema de aquisição e na implementação do algoritmo de processamento que obtém os PTAVs como resultado. No qual ambas as frentes de desenvolvimento são testadas isoladamente e depois integradas.

Capítulo 4 – Resultados obtidos: este capítulo apresenta o protótipo implementado e testes realizados em clínica a fim de validá-lo, gerando informações necessárias para a conclusão que é apresentada no fim do trabalho.

1 REFERENCIAL TEÓRICO

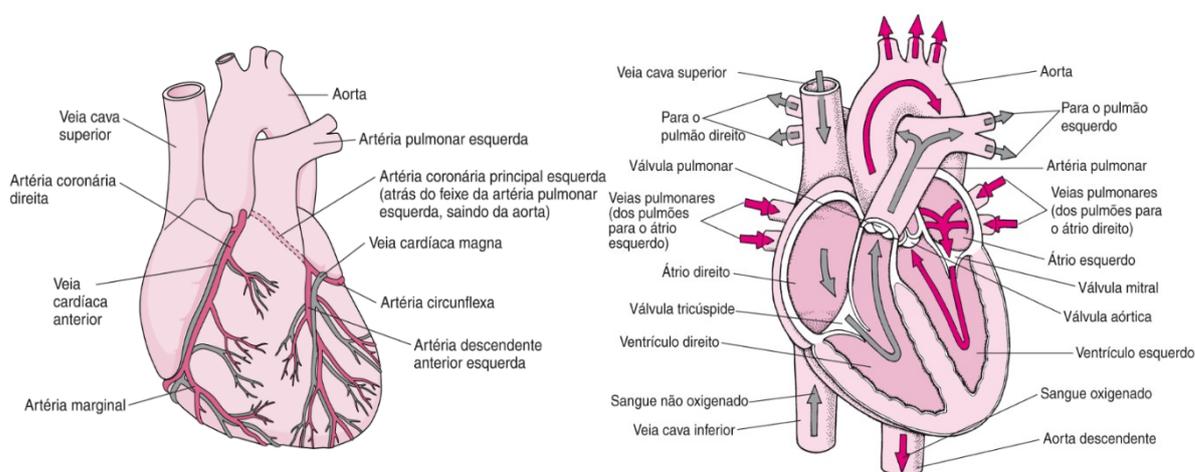
1.1 FUNDAMENTOS DO CORAÇÃO

O coração é um órgão de admirável capacidade por ser peça central do aparelho circulatório. Começa a executar sua função ainda na vida intrauterina e assim executa o seu trabalho durante o transcorrer de toda a vida, sendo um marco para o seu fim, a parada de seu funcionamento. Tem como principal função o bombeamento do sangue para todas as partes do corpo humano (RHOADES, 2005).

Quanto a sua característica física, o coração é um órgão oco, rugoso e musculoso, contendo quatro cavidades e pesando entre 250 e 400 gramas (tem o tamanho aproximado da mão fechada de seu portador) e contrai-se de 60 a 80 vezes por minuto podendo com isso bombear de 120 a 140 ml de sangue por batimento, em condições normais de funcionamento. Localiza-se na caixa torácica, numa região compreendida entre os dois pulmões, chamada mediastino, relacionando-se anteriormente com o esterno, posteriormente com o esôfago, superiormente com a traqueia e inferiormente com o diafragma.

Ele é formado por quatro câmaras. As duas superiores são chamadas átrios e as duas inferiores ventrículos. Os átrios são constituídos de paredes finas e funcionam como bombas de baixa pressão que recebem o sangue da circulação venosa. Os ventrículos são constituídos de paredes grossas e são responsáveis pela circulação arterial (Figura 1) (BERBARI, 2000).

Figura 1 - Estrutura do coração e fluxo do sangue pelas câmaras e válvulas cardíacas



Fonte: (MANUAL MSD, 2017)

O átrio direito recebe sangue venoso das veias cavas, já o átrio esquerdo recebe sangue

arterial das veias pulmonares. Entre o átrio direito e o ventrículo direito, a válvula é formada por três estruturas chamadas cúspides, sendo por isso, denominadas tricúspides. À esquerda a válvula que separa o átrio do ventrículo esquerdo é composta por apenas duas cúspides, sendo assim chamada de bicúspide, ou mais comumente de mitral.

O sangue chega aos dois ventrículos, por meio das válvulas tricúspide e mitral que se dilatam, processo conhecido como diástole. A contração dos ventrículos impele o sangue para as duas grandes artérias, a pulmonar que é a responsável por levar o sangue para os pulmões, e a aorta que é a responsável por distribuir o sangue arterial para a cabeça e o corpo. Já esse processo é chamado de sístole.

O sangue venoso volta da cabeça e do corpo para o coração pelas duas veias cavas, superior e inferior, que desembocam no átrio direito enquanto o sangue arterial chega ao átrio esquerdo pelos dois pares de veias pulmonares (RHOADES, 2005).

1.2 ELETROFISIOLOGIA CARDÍACA

1.2.1 Eletrofisiologia da célula cardíaca

Os diferentes tipos de tecidos do corpo humano (neurológico, muscular, glandular, cardíaco, etc.) possuem em sua composição células excitáveis. Esses tipos de células apresentam a formação de biopotenciais como consequência de atividades químicas. As diferenças de concentração iônica dos íons de potássio (K^+), sódio (Na^+) e cálcio (Ca^{2+}) geram esses biopotenciais. E desse modo a membrana da célula atua semelhantemente a um capacitor (DEMIR, 2006).

A membrana celular é uma dupla camada lipídica, impermeável à maioria dos íons e moléculas. Ela faz a divisão entre fluídos intracelulares e extracelulares. Através de sua semipermeabilidade e os mecanismos ativos de transporte (bomba iônica) ela mantém a diferença de concentração iônica intra e extracelular (NAZERAN, 2006).

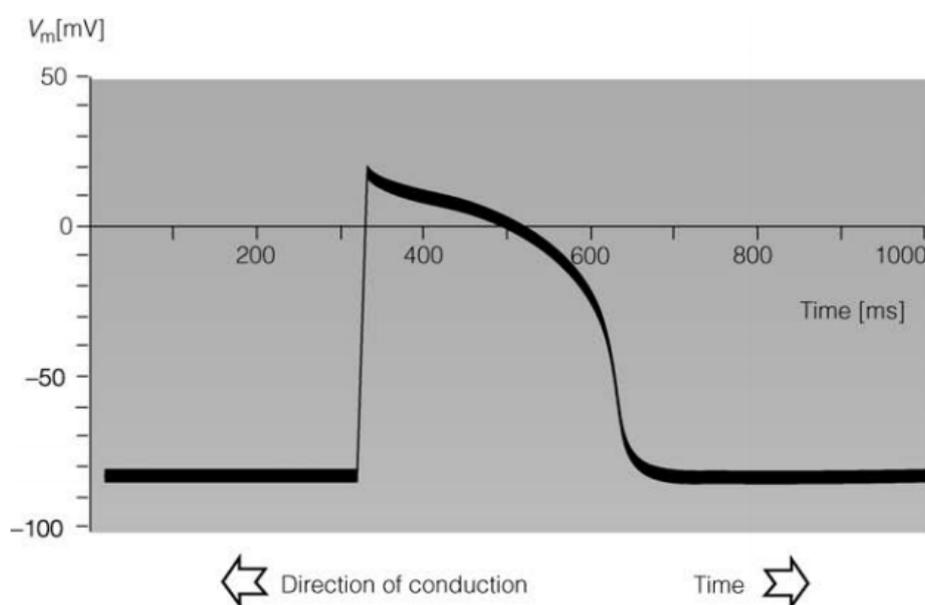
Devido à diferença de concentração iônica, gradientes eletroquímicos são gerados dentro e fora da célula excitável. A partir disso, quando há transferência iônica por meio da membrana celular é gerado uma diferença de potencial (potencial da membrana). Este potencial é negativo no interior da célula quando está em repouso. Este caso acontece quando existe alta concentração interna de íons de potássio (K^+) e alta concentração externa de íons de sódio (Na^+).

Quando há algum estímulo adequado às células excitáveis, o potencial na membrana

se torna positivo internamente, evento esse chamado de despolarização. Isso ocorre, basicamente, devido a troca de íons de sódio (Na^+) e potássio (K^+). Como consequência dessa mudança súbita da permeabilidade iônica da membrana são gerados os potenciais de ação. A Figura 2 mostra um potencial de ação típico.

Para o caso das células cardíaca, em estado de repouso o potencial dentro de uma célula atrial é de -70mV e de uma célula ventricular de cerca de -90mV . Quando uma célula despolariza o potencial de ação dura cerca de 100 a 300ms (HOBBIE; ROTH, 2007).

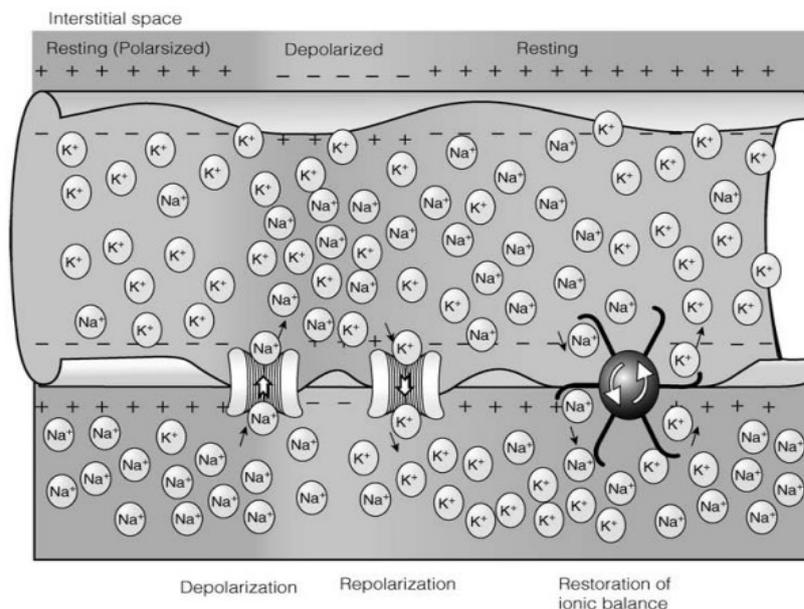
Figura 2 - Despolarização e repolarização de uma célula miocárdica ventricular



Fonte: (NAZERAN, 2006)

Segundo Hobbie e Roth (2007), dependendo da região do coração onde a célula está localizada há variações na forma da curva. Em específico para a célula do miocárdio uma corrente devido a íons de sódio (Na^+) entrando na célula em cerca de 1ms causa a polarização inicial rápida na fase 0 da Figura 2. A descida na fase 1 é causada por um transiente externo da corrente de potássio (K^+). Em seguida uma passagem de íons de cálcio (Ca^{2+}) diminui a inclinação do potencial de ação observada na fase 2. Visto que os canais de potássio (K^+) têm uma resposta mais lenta eles abrem a passagem dos íons para o exterior da célula depois das fases 0,1 e 2 e isso causa a repolarização vista na fase 3. Logo depois, a concentração original dos íons é restaurada na fase 4. A Figura 3 ilustra o processo simplificado da troca iônica.

Figura 3 - Passagem iônica através da membrana celular



Fonte: (NAZERAN, 2006)

Quando as células excitáveis estão em grande grupo elas se comportam como se fossem uma célula só e isso produz um efeito de múltipla estimulação, gerando assim um campo elétrico variante no tempo sobre os tecidos que as envolvem. Esses tecidos são chamados de volume condutor. O campo elétrico é barrado no volume condutor e pode ser detectado, através do uso de eletrodos sobre a pele, como pequenas tensões (NAZERAN, 2006).

1.2.2 Atividade elétrica do coração

Em corações normais as ondas de despolarização são iniciadas em fibras especializadas chamadas nódulo sino-atrial (nódulo SA). O nódulo SA localiza-se na parede superior do átrio direito e atua como marca-passo primário do coração. Pode ser considerado como o oscilador biológico do ser humano e dispara entre 60 e 100 vezes por minuto (HOBBIE; ROTH, 2007).

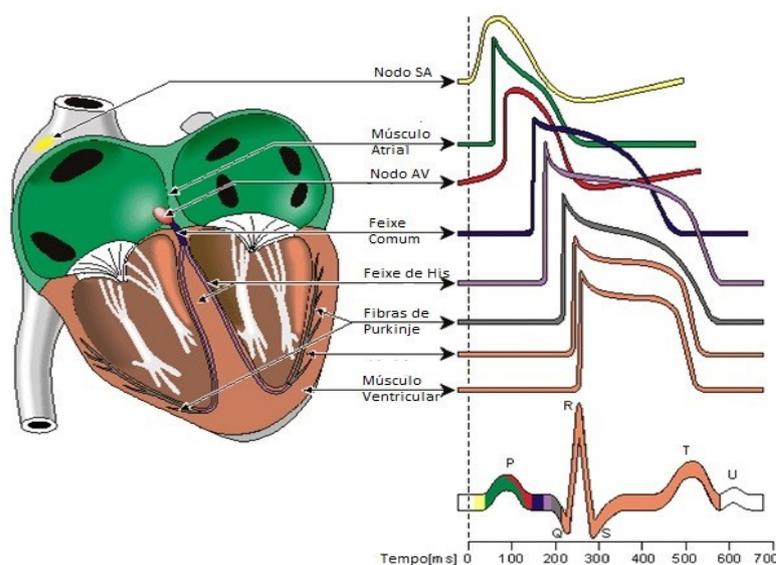
O nódulo SA é uma estrutura formado por células excitáveis que geram potencial de ação e assim como foi visto na seção anterior este potencial descreve uma forma de onda no tempo. E neste caso ele tem uma rápida fase de ativação, uma fase de recuperação constante muito curta que é seguida de uma fase relativamente rápida de recuperação e uma fase lenta de despolarização comandando a auto excitação, como pode ser observado na Figura 4. Quando a onda de despolarização é disparada no nódulo SA ela percorre os dois átrios através do feixe de

Buchmans. A condução é realizada célula a célula e ativa o átrio direito e esquerdo de forma ordenada (HOBBE; ROTH, 2007).

A onda de ativação segue um caminho que passa pelo nódulo AV (nódulo átrio-ventricular) e procede através do feixe de His nos seu ramo esquerdo e direito, e por fim às fibras de Purkinje que são espalhadas e infiltradas no tecido ventricular endocárdico.

Em resumo, o sistema de condução do coração é composto pelo nódulo SA, o feixe de Buchmans, o nódulo AV, o feixe de His e as fibras de Purkinje. Na Figura 4 é possível ver a onda do potencial de ação de cada região desse sistema, juntamente com a onda gerada no ECG.

Figura 4 - Formas de onda do potencial de ação nas diferentes células cardíacas



Fonte: (NAZERAN, 2006)

1.3 DEFINIÇÕES E CARACTERÍSTICAS DO ECG

1.3.1 Traçado do ECG

Com a condução elétrica através das células cardíacas pôde-se notar o caminho e as sequências da propagação dos potenciais de ação. E como foi visto, este sinal se inicia no nódulo SA e percorre todas as estruturas do sistema de condução até a contração das células dos ventrículos. Sabe-se que através de eletrodos em contato com a superfície da pele é possível registrar essas sequências de potenciais que se sobrepõem e formam o traçado característico obtido por um eletrocardiograma.

A partir dos primeiros estudos a respeito do registro dos sinais cardíacos, foram

definidas as partes que constituem a forma de onda do ECG. As nomenclaturas foram elaboradas por Willeim Einthoven (1903), que fez importantes descobertas acerca do mecanismo de funcionamento de um eletrocardiograma. Ele definiu a divisão das ondas P, QRS e T, que foram padronizadas pela *American Heart Association*.

A relação do sistema de condução com a forma de onda definida por Einthoven pode ser definida da seguinte forma:

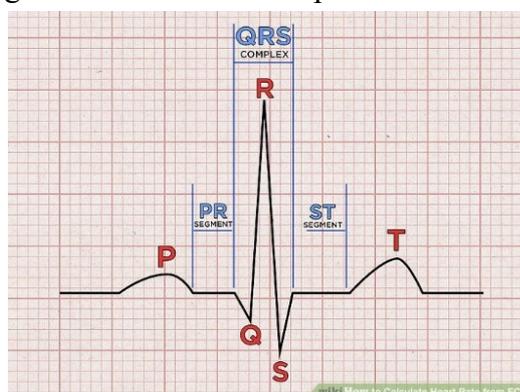
A onda P representa a ativação dos átrios. Quando a frente de onda de ativação do nódulo SA encontra o músculo atrial, é observado na superfície da pele o início da atividade elétrica. É a primeira onda no ECG (BERBARI, 2000).

O complexo QRS representa a despolarização dos ventrículos. A onda Q é a deflexão inicial para baixo, a onda R é a deflexão para cima e a onda S é a deflexão final para baixo. A polaridade e a presença dessas três ondas dependem da localização dos eletrodos no corpo. Quando o sistema His-Purkinje ativa o músculo ventricular, o complexo QRS é formado e essa excitação gera a contração que provê a principal força para o sangue circular nos órgãos e representa a sístole do ciclo cardíaco (BERBARI, 2000).

Após o complexo QRS aparece um pequeno segmento isoeletrico, e após isso os ventrículos retornam ao estado inicial, onde uma onda de repolarização é vista como um sinal de baixa frequência conhecido como onda T. Esta onda representa a diástole do ciclo cardíaco. Em alguns casos é possível aparecer em alguns indivíduos um pequeno sinal de repolarização conhecido como onda U, que quase sempre é desconsiderada na análise (BERBARI, 2000).

A Figura 5 apresenta a forma de onda padrão de um traçado de ECG.

Figura 5 - Forma de onda padrão de um ECG



Fonte: (WIKIHOW, 2017)

Diversas cardiopatias podem ser detectadas a partir do estudo gráfico da despolarização e repolarização das células cardíacas. Para tanto diversos parâmetros podem ser

extraídos do traçado do ECG. O Quadro 1 apresenta os principais parâmetros extraídos do ECG e uma breve descrição de cada um:

Quadro 1- Morfologia padrão das ondas do ECG

Características do ECG	Descrição
Onda P	<ul style="list-style-type: none"> – Deflexão obtusa simétrica da linha isoeletrica – Precede o complexo QRS – Normalmente é rítmica com pequenas variações e sem uniformidades – Duração < 0,12 s – Amplitude < 0,3 mV – Mesma frequência do complexo QRS
Complexo QRS	<ul style="list-style-type: none"> – Todas as três ondas que constituem são deflexões abruptas da linha isoeletrica – Duração < 0,12 s – Amplitude < 1,0 mV (0,6 mV – 1,0 mV) – A onda Q tem duração < 0,03 s e amplitude de cerca de 1/4 da onda R – A onda S tem duração < 0,04 s e amplitude de cerca de 2/5 da onda R
Onda T	<ul style="list-style-type: none"> – Deflexão obtusa da linha isoeletrica – Segue o complexo QRS – Duração < 0,2 s – Amplitude < 0,4 mV (0,2 mV – 0,4 mV) – Assimétrico com o pico perto do fim
Onda U	<ul style="list-style-type: none"> – Pequena deflexão obtusa (às vezes inexistentes) da linha isoeletrica – É localizada perto do fim da onda T – Duração < 0,04 s – Amplitude < 0,5 mV

Fonte: (FOTIADIS, 2006)

1.3.2 Derivações do ECG

Em consequência dos fenômenos elétricos gerados durante a excitação cardíaca, é gerado na superfície do corpo diferenças de potencial. Estas diferenças podem ser medidas e registradas. Os pontos do corpo a serem explorados são ligados ao aparelho de registro por meio de fios condutores (eletrodos). Dessa forma, obtém-se as chamadas derivações que podem ser definidas de acordo com a posição dos eletrodos.

A ideia básica do uso de diferentes posicionamentos de eletrodos é observar o coração em diferentes ângulos, ou seja, cada derivação, representada por um par de eletrodos (um positivo e um negativo), registra uma vista diferente da mesma atividade cardíaca. As derivações podem ser definidas de acordo com a posição dos eletrodos (chamados eletrodos exploradores) no plano frontal (formando as derivações periféricas – bipolares ou unipolares) e no plano horizontal (formando as derivações precordiais, unipolares).

O padrão clínico de ECG mais comumente utilizado é o sistema de 12 derivações. Este sistema é formado por 3 derivações bipolares dos membros (I, II, III) conectados nos braços e pernas, 3 derivações aumentadas (aVR, aVL, aVF), e 6 derivações unipolares da região do tórax ou derivações precordiais (V1, V2, V3, V4, V5, V6).

Dentre essas 12 derivações, 6 são chamadas de derivações do plano frontal (as bipolares e as aumentadas) e as outras 6 são chamadas de derivações do plano transversal (as derivações precordiais). As derivações do plano frontal vêm dos pontos de medições RA (right arm), LA (left arm), LL (left leg) com referência no RL (right leg).

Basicamente as derivações I, II e III podem representar a atividade cardíaca no plano frontal e somente uma derivação do precordial pode ser usado a atividade do plano transversal. Sendo assim, sabendo que a atividade elétrica cardíaca pode ser modelada como um dipolo, é considerado que o sistema de 12 derivações possui 3 independentes derivações e 9 redundantes, já que todos se baseiam nos pontos de medição dos membros. No entanto, é sabido que as derivações precordiais também detectam elementos unipolares da atividade cardíaca direcionados em direção a região anterior do coração. E, portanto, o sistema de 12 derivações do ECG possui ter 8 derivações independentes e 4 redundantes.

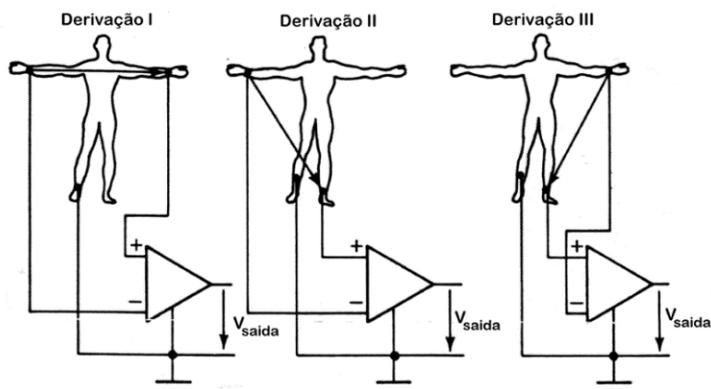
Porém a principal razão do uso de 12 derivações, visto que há sinais redundantes entre si, é que este sistema aumenta o padrão de reconhecimento e permite aos cardiologistas comparar as projeções dos vetores resultantes em dois planos ortogonais entre si e de diferentes ângulos. E isso facilita e valida o processo de diagnóstico (NAZERAN, 2006).

Nas Figuras 6,7 e 8 são representadas ilustrações acerca do posicionamento dos eletrodos nos pontos de medições de acordo com o tipo de derivação. E na Tabela 1 é mostrado a relação matemática de cada derivação.

Derivações bipolares do plano frontal (Figura 6):

- **DI:** braço direito (-) e braço esquerdo (+). (Equação 1).
- **DII:** braço direito (-) e perna esquerda (+). (Equação 2).
- **DIII:** braço esquerdo (-) e perna esquerda (+). (Equação 3).

Figura 6 - Derivações bipolares do plano frontal

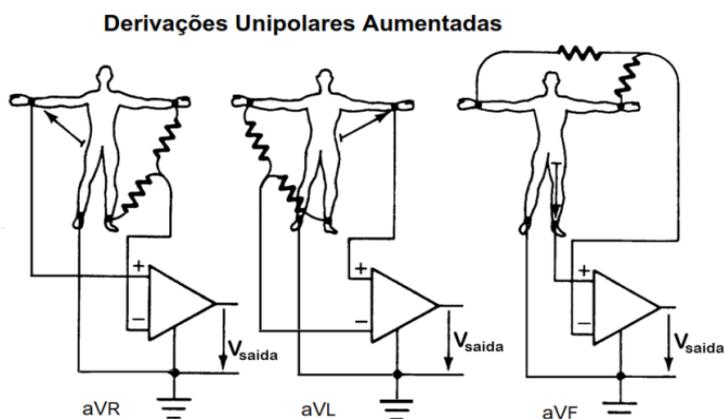


Fonte: (EBAH, 2017)

Derivações unipolares do plano frontal (Figuras 7):

- **aVR**: eletrodo no braço direito. Linha que une o braço direito e o WCT. (Equação 4).
- **aVL**: eletrodo no braço esquerdo. Linha que une o braço esquerdo e o WCT. (Equação 5).
- **aVF**: eletrodo na perna esquerda. Linha que une a perna esquerda e o WCT. (Equação 6).

Figura 7 - Derivações Unipolares Aumentadas do plano frontal



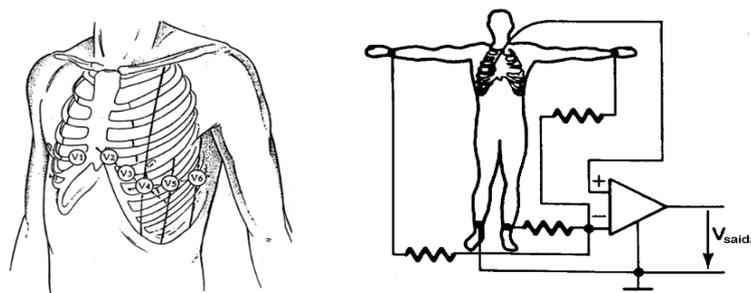
Fonte: (EBAH, 2017)

Derivações do plano horizontal (Figura 8):

- **V1**: 4º Espaço intercostal direito, justaesternal. Avalia o coração direito. (Equação 7).
- **V2**: 4º Espaço intercostal esquerdo, justaesternal. Avalia o coração direito. (Equação 8).
- **V3**: Entre V2 e V4. Avalia uma região intermediária. (Equação 9).
- **V4**: 5º Espaço intercostal esquerdo, na linha hemiclavicular. (Equação 10).
- **V5**: 5º Espaço intercostal esquerdo, na linha axilar anterior. (Equação 11).

- V6: 5º Espaço intercostal esquerdo, na linha axilar média. (Equação 12).

Figura 8 - Derivações Unipolares precordiais do plano horizontal

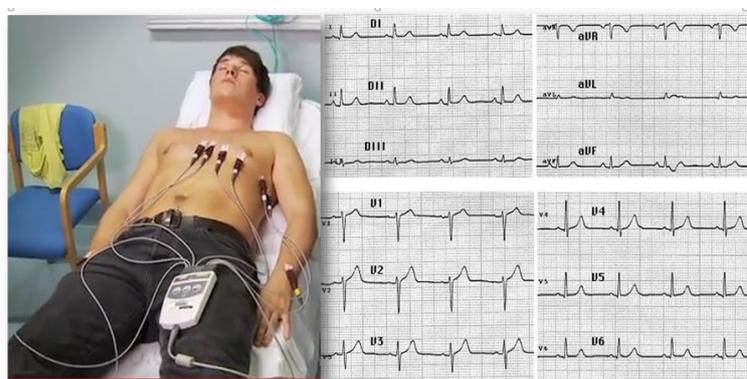


Derivações Unipolares Precordiais

Fonte: (EBAH, 2017)

Na Figura 9 é possível observar com mais clareza o posicionamento dos eletrodos em um paciente assim como as 12 derivações resultantes no exame de ECG.

Figura 9 - Posicionamento dos eletrodos e as 12 derivações do ECG



Fonte: (SRDC, 2017)

A Tabela 1 mostra as relações matemáticas para obtenção das diferentes derivações a partir dos eletrodos usados, onde LA=braço esquerdo; RA=braço direito; LL=perna esquerda e RL = perna direita.

Tabela 1
Relações matemáticas entre as derivações

Tipo de Derivação	Eletrodos usados	Definição
Bipolar ou derivação de membros (Einthoven)	LA, RA, LL, RL	$I = LA - RA$ $II = LL - RA$ $III = LL - LA$
Aumentada (Goldberg)	LA, RA, LL, RL	$aVR = RA - \frac{1}{2}(LA+LL)$ $aVL = LA - \frac{1}{2}(LL+RA)$ $aVF = LL - \frac{1}{2}(LA+RA)$
Unipolares precordiais (Wilson)	V1, V2, V3, V4, V5, V6	$V1 = v1 - (RA+LA+LL)/3$ $V2 = v2 - (RA+LA+LL)/3$ $V3 = v3 - (RA+LA+LL)/3$ $V4 = v4 - (RA+LA+LL)/3$ $V5 = v5 - (RA+LA+LL)/3$ $V6 = v6 - (RA+LA+LL)/3$

Fonte: (EBAH, 2017)

1.4 DEFINIÇÕES E CARACTERÍSTICAS DO ECGAR

1.4.1 Derivações ortogonais de Frank

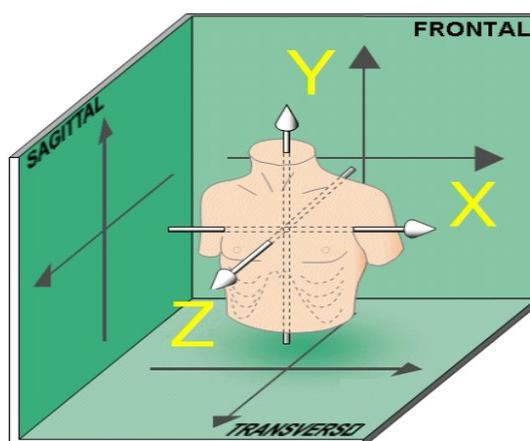
As etapas de aquisição e análise do ECGAR são baseadas em sinais obtidos por meio de um sistema de 3 derivações anatomicamente ortogonais. Estas derivações são denominadas de X, Y e Z, similares aos eixos de coordenadas usados na geometria.

O motivo para o seu uso pode ser explicado simplesmente pelo fato de antigamente quando começaram os estudos a respeito do eletrocardiograma de alta resolução a tecnologia usada era limitada em relação a disponibilidade de amplificadores com baixo ruído e o baixo poder de processamento dos computadores da época. Portanto, os estudiosos daquela época teriam que limitar o número de derivações para serem analisadas, e o sistema de 3 derivações ortogonais parecia ser o mais racional modo de aquisição e análise do ECGAR, tanto no ponto de vista computacional como no biofísico. Então naquele momento houveram várias propostas de sistema de derivações ortogonais, e o mais notável dentre eles foi o sistema de derivações de Frank, que usa uma rede de resistores com pesos ponderados (BERBARI; STEINBERG, 2000).

O objetivo das derivações ortogonais de Frank é capturar a extensão tridimensional do dipolo do coração. Para isso, é necessário medir as diferenças de potencial, não apenas no plano

frontal, com as derivações dos membros, e o plano transversal com as derivações precordiais, mas também no eixo anteroposterior (frente-traz) do corpo (Figura 10). O sistema de Frank (Frank, 1956) ganhou ampla aceitação entre todos os sistemas ortogonais, principalmente porque apresenta os requisitos equilibrados entre as exigências parcialmente conflitantes de desempenho elétrico e facilidade na aplicação.

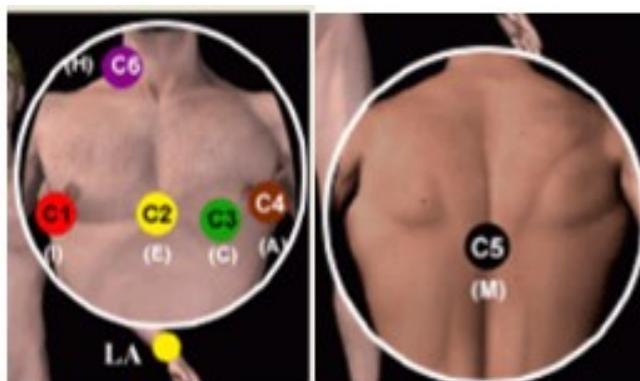
Figura 10 - Coordenadas ortogonais XYZ



Fonte: (OLIVASSÉ, 2007)

Este sistema utiliza sete vias dispostas de tal modo a obter os três planos com derivações bipolares. Com essas derivações ortogonais, o coração é visualizado a partir de três dimensões em aspectos perpendiculares classificados como X, Y e Z. As posições dos eletrodos são mostradas na Figura 11. A Tabela 2 mostra a padronização dos eletrodos XYZ.

Figura 11 - Posição das derivações ortogonais de Frank



Fonte: (DMS BRASIL, 2009)

Tabela 2
Identificação dos eletrodos XYZ

Derivação	Cor	Colocação do Eletrodo
X – (C1)	Vermelho	Linha média axilar direita no quinto espaço intercostal
X + (C4)	Marrom	Linha média axilar esquerda no quinto espaço intercostal
Y + (C3)	Verde	Linha média da clavícula, na mesma linha horizontal de C1 e C4
Y – (C6)	Violeta	Qualquer ponto no pescoço (evitar a artéria carótida e a veia jugular)
Z + (C2)	Amarelo	Médio esterno, na mesma linha horizontal de C1 e C4
Z – (C5)	Preto	Costas, no centro da espinha, na mesma linha horizontal de C1 e C2.
Ref. (RL)		Abaixo das costelas à direita próxima a perna direita

Fonte: (GALIX BIOMEDICAL, 2007)

1.4.2 Transformada de Dower

Com o crescimento no uso do padrão das derivações ortogonais de Frank, pelos motivos citados anteriormente, o padrão de análise pelas 12 derivações, que ainda era importante, mas demandava um poder computacional maior, ficava inviável frente a simplicidade das derivações XYZ. E passaram a surgir equipamentos voltados somente às derivações de Frank, o que causava um problema de falta de recurso para estudos que necessitavam das 12 derivações do ECG convencional. Diante disso, na década de 60, Dower (DOWER, 1968) propôs uma forma de simular as 12 derivações a partir dos sinais XYZ gravados.

A acurácia do método de Dower já foi previamente testada para o complexo QRS e comparado com outros métodos de transformação de sinais como a otimização *Least Squares Value* (LSV), que utiliza uma técnica de análise de regressão para aproximar a solução do sistema. Mesmo que tenha sido comprovado que a otimização pelo método LSV foi superior ao proposto por Dower, é geralmente aceito que o grau de acurácia da transformada de Dower é alta o suficiente para ser considerada como um método satisfatório de transformação do complexo QRS (GUILLEM et al, 2006)

É possível calcular as derivações de Frank X, Y e Z usando o sistema padrão de 12 derivações (10 vias), usando oito vias como referência, pois este sistema possui 8 derivações independentes. A conversão dos oito canais nas três derivações ortogonais de Frank XYZ é mostrada nas expressões seguintes, representando a reconstrução dessas derivações a partir das

vias do ECG convencional. O conjunto de expressões 1, 2 e 3 representam respectivamente as transformadas inversa de Dower, e o método LSV para a onda P (PLSV) e o complexo QRS (QLSV), que são possibilidades que chegam a resultados aproximados e são usados com o propósito de testes comparativos com as derivações de Frank originais.

$$\begin{aligned}
 X &= +0,156DI - 0,009DII - 0,172V1 - 0,073V2 + 0,122V3 + 0,231V4 \\
 &\quad + 0,239V5 + 0,194V6 \\
 Y &= -0,227DI + 0,886DII + 0,057V1 - 0,019V2 - 0,106V3 - 0,022V4 \\
 &\quad + 0,040V5 + 0,048V6 \\
 Z &= 0,021DI + 0,102DII - 0,228V1 - 0,310V2 - 0,245V3 - 0,063V4 \\
 &\quad + 0,054V5 + 0,108V6
 \end{aligned} \tag{1}$$

$$\begin{aligned}
 X &= 0,370DI - 0,154DII - 0,266V1 + 0,027V2 + 0,065V3 + 0,131V4 \\
 &\quad + 0,203V5 + 0,220V6 \\
 Y &= -0,131DI + 0,717DII + 0,088V1 - 0,088V2 + 0,003V3 + 0,042V4 \\
 &\quad + 0,047V5 + 0,067V6 \\
 Z &= 0,184DI - 0,114DII - 0,319V1 - 0,198V2 - 0,167V3 - 0,099V4 \\
 &\quad - 0,009V5 + 0,060V6
 \end{aligned} \tag{2}$$

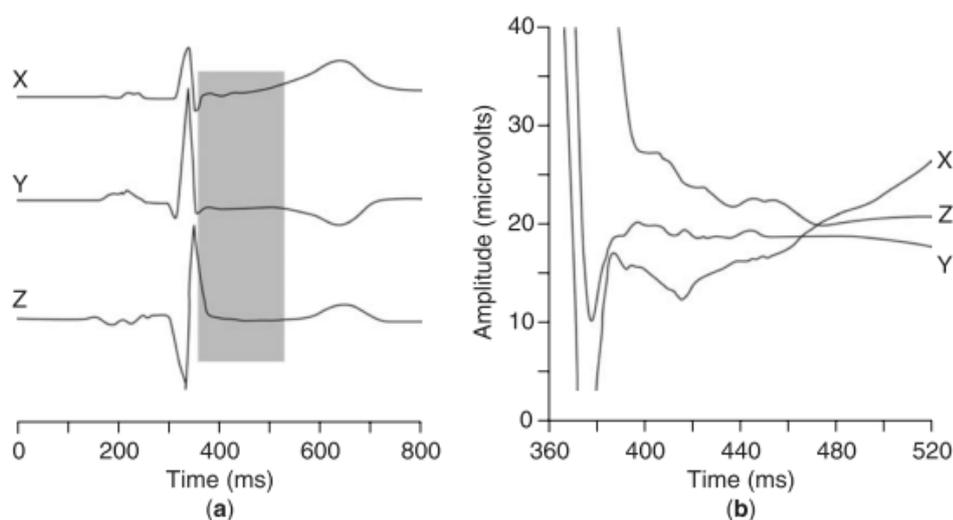
$$\begin{aligned}
 X &= 0,199DI - 0,018DII - 0,147V1 + 0,058V2 - 0,037V3 + 0,139V4 \\
 &\quad + 0,232V5 + 0,226V6 \\
 Y &= -0,146DI + 0,503DII + 0,023V1 - 0,085V2 - 0,003V3 + 0,033V4 \\
 &\quad + 0,060V5 + 0,104V6 \\
 Z &= 0,085DI - 0,130DII - 0,184V1 - 0,163V2 - 0,190V3 - 0,119V4 \\
 &\quad - 0,023V5 + 0,043V6
 \end{aligned} \tag{3}$$

1.4.3 Potenciais tardios de ativação ventricular

Denominam-se PTAVs ou Potenciais Tardios da Ativação Ventricular, os sinais de baixa amplitude e alta frequência originados em regiões lesadas do miocárdio ventricular, onde a condução dos estímulos elétricos se processa de forma lenta e fragmentada. Devido à baixa velocidade de condução, os potenciais ultrapassam a duração da ativação ventricular (dQRS) e são detectados no segmento ST. Esses potenciais preveem os eventos arritmicos ventriculares causados por mecanismos de reentrada e são usualmente detectados pela análise no domínio do tempo (método clássico) do Eletrocardiograma de Alta Resolução (ECGAR). Entretanto, as atividades de reentrada não estão sempre acompanhadas por PTAVs.

Os potenciais tardios podem ser encontrados em pacientes com infarto no miocárdio onde a despolarização ventricular geralmente termina alguns milissegundos depois do fim do complexo QRS, como pode ser visto na Figura 12 que mostra o trecho entre o final do complexo QRS e começo do segmento ST aumentado. Esse prolongamento acontece em razão da despolarização atrasada e fragmentada das células do miocárdio que envolvem a região necrosada causadas pelo infarto. A capacidade de condução das células envolta dessa região é severamente comprometida. Muitos estudos demonstraram a importância dos PTAVs quando, por exemplo, identificando que pacientes de pós-infarto possuem um alto risco de futuro tratamento de arritmias (SIMSON; MACFARLANE, 1989).

Figura 12 - (a) Derivações ortogonais XYZ. (b) Final do complexo QRS e o segmento ST



Fonte: (SORNMO; LAGUNA, 2006)

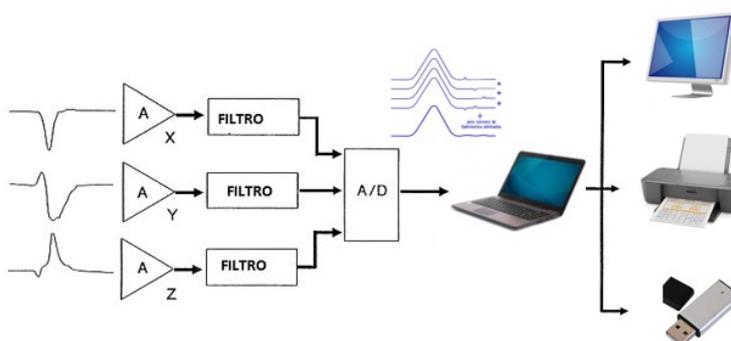
Existem três técnicas convencionais de análise do sinal de ECGAR para identificação dos PTAVs, uma no domínio do tempo, outra no domínio da frequência e a terceira constitui a análise no domínio tempo-frequência. Segundo MALIK et al. (MALIK, 1992), a análise no domínio do tempo é a que apresenta reprodutibilidade significativamente superior entre as três.

1.5 ETAPAS DE PROCESSAMENTO DO ECGAR

1.5.1 Aquisição dos biosinais

Para estudos de antigamente eram usados sistemas customizados para a realização do ECGAR, ou seja, eram construídos para este uso específico, no que diz respeito ao sistema de aquisição pelo motivo de limitações da eletrônica e sistemas computacionais. Porém, atualmente existe uma série de sistemas comerciais que realizam o ECGAR. E no geral estes sistemas possuem hardwares que não exigem altos requisitos técnicos, mas algumas especificações mínimas devem ser respeitadas. Na Figura 13 é possível observar uma ilustração de um sistema genérico de hardware do ECGAR (BERBARI; STEINBERG, 2000).

Figura 13 – Sistema de aquisição genérico do ECGAR



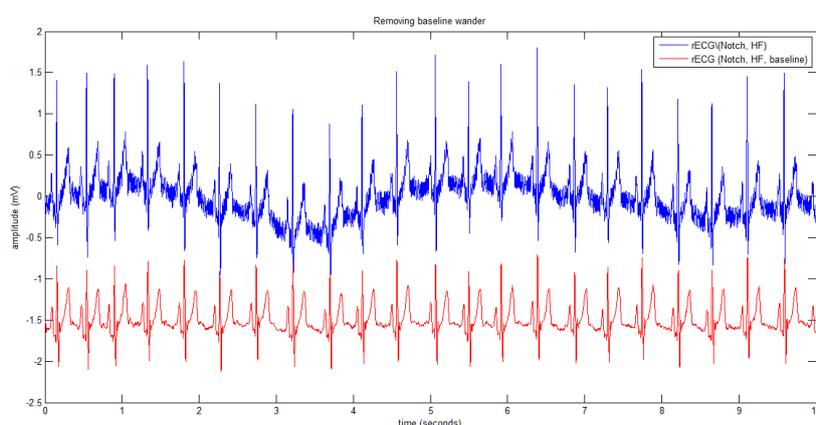
Fonte: (BERBARI; STEINBERG, 1992)

Uma vez que os eletrodos foram propriamente fixados e foi iniciada a aquisição dos biopotenciais, os sinais XYZ vão diretamente para os amplificadores biofísicos de baixo ruído. As características principais destes amplificadores são que eles atendem aos padrões para corrente de fuga e isolamento do paciente, além de ter uma proteção contra desfibrilação. Por esses amplificadores serem de entrada diferencial, eles podem limitar as frequências de 60 Hz provenientes da rede elétrica que causam interferências nos sinais. Deve levar em consideração também que estes dispositivos possuem um alto CMR (*Common mode rejection*), que em termos gerais determina quão bem o sistema vai eliminar o acoplamento elétrico da interferência da rede elétrica. O ganho dos amplificadores deve ser o maior possível sem exceder os limites do conversor analógico/digital (BERBARI e STEINBERG, 2000).

Após os sinais terem passado pelos amplificadores uma etapa de pré-filtragem é necessária, pois além da interferência da rede elétrica, existem também os ruídos devido ao

contato dos eletrodos com a pele, artefatos das atividades musculares e devido aos próprios componentes eletrônicos. E uma das consequências desses ruídos é o acontecimento do *base-line drift*, que se trata de perda da linha de referência dos sinais, por causa da existência de componentes de baixíssimas frequências no espectro. Para resolver este problema é utilizado um filtro digital passa-alta afim de atenuar a faixa de frequência que causa este fenômeno, geralmente a frequência de corte está entre 0,5 Hz e 1 Hz. A Figura 14 mostra um sinal cardíaco antes e depois de passar por um filtro que diminui os efeitos do *base-line drift* (KAUR *et al*, 2011).

Figura 14 – Comparação entre sinal com e sem *base-line drift*



Fonte: (KNAUER, 2017)

Após o sistema ter garantido que os sinais estão em uma boa qualidade o próximo passo no processo do ECGAR é converter estes sinais do mundo real para o domínio digital do computador. O dispositivo para realizar essa tarefa é chamado de ADC (*Analog-to-Digital Converter*), o conversor analógico/digital. Este dispositivo vai medir os potenciais num intervalo fixo de tempo, conhecido como a frequência de amostragem. Nos sistemas de ECGAR essa frequência está entre 1000 a 2000 amostras por segundo para cada canal do sistema XYZ. Para cada pulso de *clock* o sistema de aquisição gera um número que é transferido direto para o computador como um valor digitalizado de uma amostra de biossinal cardíaco.

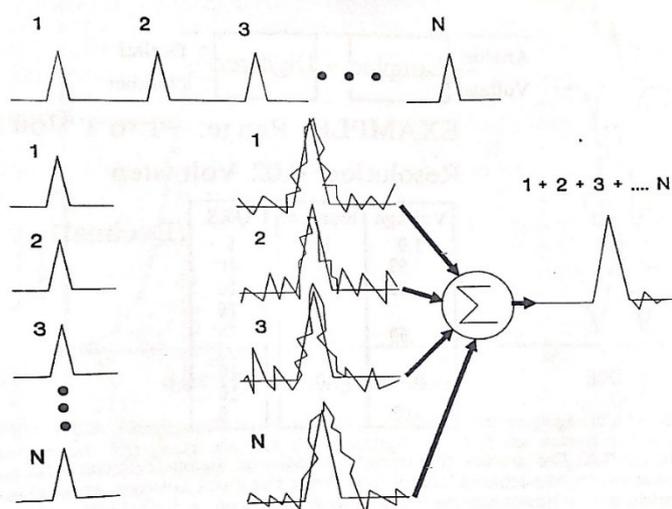
1.5.2 Média Coerente

Após a etapa de aquisição dos sinais e seus pré-processamentos, a implementação do software do ECGAR é baseada em etapas que podem ser executadas em tempo real ou como

pós-processamento. Logo após a digitalização dos sinais XYZ, é usada a técnica de *template matching* que nada mais é do que medir o grau de similaridade entre um batimento modelo e os próximos na linha do tempo, para poder ser feito o alinhamento dos complexos QRS e desse modo realizar a média coerentes dos mesmos, mas esse método só é possível através do uso da correlação-cruzada, que oferece uma resposta numérica dessa similaridade e a partir disso é possível determinar um limiar para separar os sinais com maiores semelhanças entre si no que diz respeito à forma de onda e aqueles que podem ser descartados por não ajudarem no processo de redução dos ruídos.

A Figura 15 mostra uma simples representação de um sinal de ECG, onde são enumerados os complexos QRS. A primeira função do software é detectar e alinhar cada complexo QRS na memória do computador. Isso é evidenciado pela linha vertical de alinhamento dos complexos QRS no lado esquerdo da figura. Próximo de cada batimento cardíaco tem uma versão ampliada do sinal cardíaco junto de uma representação de ruído exagerada para evidenciar o motivo de realização desse processo de média coerente. À medida que cada batimento é detectado e alinhado, os sinais são somados ponto-a-ponto. Esta parte é representada pelo símbolo de somatório presente na figura. A saída com baixo ruído é mostrada na figura possuindo um pequeno potencial após o complexo QRS, exemplificando o que seriam os PTAVs (BERBARI e STEINBERG, 2000).

Figura 15 – Representação do processo de média coerente



Fonte: (BERBARI e STEINBERG, 2000)

1.5.3 Filtro bidirecional

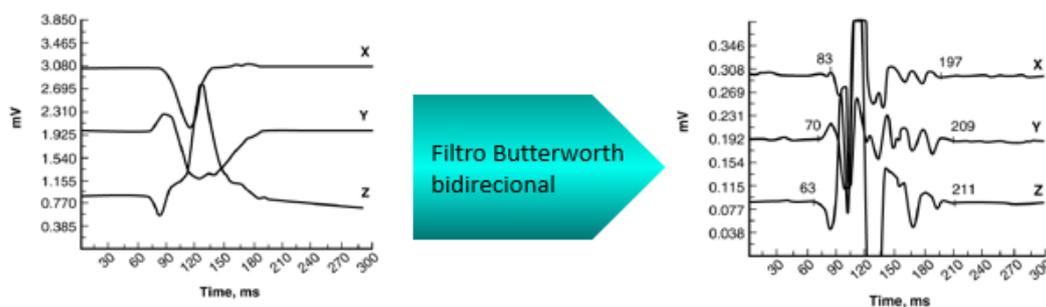
Os filtros Butterworth introduzem uma distorção de fase nos componentes de frequência do sinal, próximo aos valores de corte. Esta distorção de fase provocada pelo filtro Butterworth causa erros significativos na medida dos PTAVs. Devido às características de fase não linear e a artefatos, a morfologia do complexo QRS é fortemente distorcida e espalhada no tempo. No entanto, os artefatos podem ser confinados dentro do complexo QRS se o filtro é aplicado em um modo bidirecional.

Em 1981, Simson desenvolveu uma técnica que revolucionaria a eletrocardiografia de alta resolução e que se tornou o impulso fundamental para o estudo das arritmias ventriculares de forma não invasiva. A utilização dos filtros passa-alta convencionais, necessária para a remoção de flutuações lentas da média coerente, causava uma distorção na fase do sinal, gerando um prolongamento inadequado do complexo QRS sobre o segmento ST. Esta condição, ao mesmo tempo que encobria, também simulava os PTAVs, dificultando a análise adequada. Simson utilizou um filtro Butterworth bidirecional, da seguinte forma: escolhendo um ponto no interior do complexo QRS resultante da média coerente, aplicava o filtro desde o início do sinal até este ponto e, no sentido contrário, aplicava-o novamente até o mesmo ponto, partindo do final do sinal. Desta forma, o espalhamento provocado pela distorção de fase ficava restrito ao interior do QRS, permitindo a identificação precisa do início e do término do complexo. Esta técnica se mostrou robusta porque os sinais distorcidos pelo filtro apresentavam frequências abaixo e próximas da frequência de corte, enquanto os sinais acima da frequência de corte, isto é, dentro da faixa dos PTAVs, permaneciam inalterados tanto temporal quanto morfologicamente (SIMSON, 1981).

De uma maneira geral, em ECGAR, utiliza-se o filtro Butterworth de 4 polos passa-faixas, com frequências de corte passa-alta em valores que variam de 25Hz a 80Hz e passa-baixa em 250Hz.

Na Figura 16 é mostrada a resposta do sistema depois dos sinais XYZ passarem por esse filtro e com os parâmetros citados. O filtro Butterworth atenua a amplitude e evidencia as altas frequências, e desse modo tornando os PTAVs muito mais fáceis de serem detectados.

Figura 16 – Atuação do filtro bidirecional Butterworth



Fonte: (BERBARI; STEINBERG, 2000)

1.5.4 Cálculo do vetor magnitude

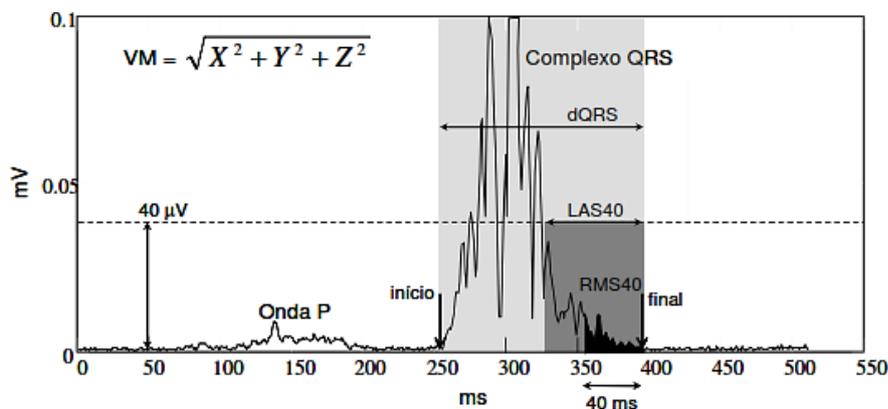
A etapa final da obtenção do ECGAR é o método mais comumente usado para análise dos PTAVs, chamado de vetor magnitude filtrado ou simplesmente VM. Ele é formado a partir dos sinais XYZ filtrados usando a seguinte fórmula:

$$VM(t) = \sqrt{X^2(t) + Y^2(t) + Z^2(t)} \quad (4)$$

O resultado é uma única forma de onda que possui somente valores positivos.

Dois pontos são identificados no VM. O início e fim do complexo QRS que podem ser identificados manualmente pelo médico cardiologista ou automaticamente através de algoritmos. Estes dois pontos formam a base para os três parâmetros analisados no VM : duração do QRS (dQRS), a média quadrática dos últimos 40 ms (RMS40) e a duração dos sinais de baixa amplitude abaixo de 40 μ V. Para o diagnóstico o médico cardiologista analisa esses três valores e verifica se estão dentro de uma faixa pré-estabelecida. A Figura 17 e a Tabela 3 mostram, respectivamente, o sinal VM com os três parâmetros sinalizados e um resumo a respeito de cada parâmetro e as suas faixas de normalidade.

Figura 17 – Vetor magnitude com os parâmetros dQRS, LAS40 e RMS40



Fonte: (BENCHIMOL- BARBOSA, 2003)

Tabela 3

Parâmetros de anormalidade do ECGAR

Parâmetro do ECGAR	Descrição	Critério
dQRS	Duração do QRS filtrado	> 114ms
RMS40	Tensão RMS dos últimos 40ms do complexo QRS	< 20μV
LAS40	Duração dos sinais de baixa amplitude <40μV no fim do complexo QRS (LAS40)	> 38ms

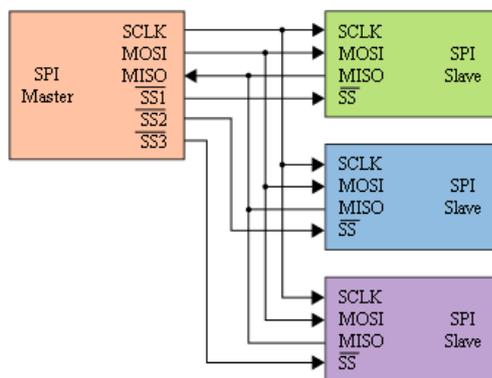
Fonte: (GOMIS, 1997)

1.6 PROTOCOLO SPI

O protocolo SPI (*Serial Peripheral Interface*) é um método de comunicação serial do tipo síncrono utilizado para interconectar dispositivos de tal forma que estes troquem informações entre si. É mais aplicado em comunicação de curta distância, principalmente em sistemas embarcados. A interface foi desenvolvida pela Motorola em 1989 e tornou-se um padrão de fato (HC11A8_SPI, 2017).

Os dispositivos SPI comunicam entre si em modo *full duplex* usando uma arquitetura *master-slave* com um único mestre. E ainda permite uma conexão com mais de um dispositivo *slave* como é mostrado na Figura 18

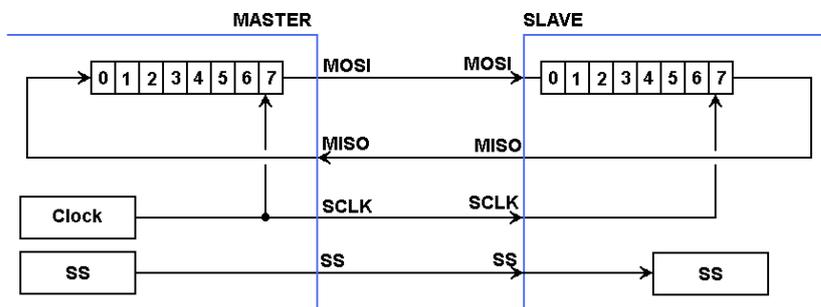
Figura 18 – Arquitetura básica com *master* e múltiplos *slaves*.



Fonte: (EMBARCADOS, 2017)

O princípio básico de um dispositivo SPI é o Shift-Register. Esse tipo de dispositivo faz a conversão de um registrador paralelo para sinais seriais de acordo com *clock*. A Figura 19 mostra os sinais envolvidos e o funcionamento baseado em registrador de deslocamento.

Figura 19 – Sinais envolvidos no protocolo



Fonte: (EMBARCADOS, 2017)

2 MÉTODO PROPOSTO

2.1 METODOLOGIA ADOTADA

Para a realização do objetivo proposto neste trabalho, os métodos foram divididos em 3 partes principais que levaram em consideração primeiramente o hardware e posteriormente o software que compõe o sistema de aquisição e processamento dos sinais, e por último, os testes em pacientes em clínica acompanhado por cardiologistas. Na seção 2.3 deste capítulo é possível observar na Figura 26 um diagrama em blocos resumindo as etapas descritas nesta seção.

A primeira parte correspondeu ao projeto e montagem do *hardware* que atuou como sistema de aquisição dos sinais cardíacos. Como o objetivo deste trabalho era desenvolver um protótipo de baixo custo prova de conceito, que realizasse o método de ECGAR, o projeto dos circuitos e confecção de uma placa de circuito impresso foi descartada, visto que seria necessário um maior tempo para realizar esta etapa.

Por esse motivo optou-se pelo uso da plataforma de desenvolvimento ADS1298ECGFE-PDK que se trata de um kit de demonstração de um conversor AD de 24 bits chamado ADS1298. Esta plataforma composta pela placa do conversor AD e por outra com um DSP responsável por controlar o conversor e transmitir os dados via USB, foi utilizada para implementação do sistema de aquisição.

O kit completo oferecia um conjunto de placas que bastava plugar em um computador via USB e através do software ads1298 disponibilizado pelo fabricante era possível visualizar os dados que eram inseridos no dispositivo através de uma interface baseada em *Labview*.

Contudo, como a ideia inicial deste projeto era desenvolver um protótipo de baixo custo e *open source*, foi interfaciado à placa do conversor AD a plataforma Raspberry Pi 3, através de comunicação serial SPI, que substituiria tanto a função da placa MMB0 quanto do software de interface em *Labview* e assim formando um sistema baseado em software livre, que concentraria a etapa de aquisição, processamento e visualização dos sinais.

A segunda parte correspondeu ao desenvolvimento do conjunto de algoritmos necessários para o controle da aquisição dos sinais, transferência de dados entre o ADS1298 e o Raspberry Pi 3 e o processamento necessário para a realização das etapas de obtenção dos PTAVs. Todos os algoritmos foram implementados como *scripts* utilizando a linguagem de programação Python 2.7.

O desenvolvimento dos algoritmos foi iniciado com o responsável pelo processamento em si dos sinais previamente digitalizados pelo sistema de aquisição, possuindo

as etapas de conversão do padrão de 12 derivações para as derivações ortogonais de Frank XYZ, condicionamentos dos sinais com filtros de remoção do *base-line drift* e limitação de banda com filtro passa-baixo, da média coerente, utilizando a técnica de *template matching*, e o processo de filtragem para evidenciar os PTAVs com o filtro bidirecional Butterworth além do cálculo do vetor magnitude e dos seus parâmetros necessários ao diagnóstico das cardiopatias. Para a validação deste algoritmo foram utilizados como entrada os sinais cardíacos do banco de dados PTB da PhysioNet.

Em seguida foi implementado o *script* responsável por controlar a comunicação SPI entre o Raspberry Pi 3 e o ADS1298, para obter os sinais de entrada e após isso salvá-los em arquivos para serem posteriormente processados. A etapa de teste e *debug* do protocolo de comunicação foi feito com o auxílio de um analisador lógico, sendo os sinais gerados por um simulador de sinais cardíacos.

Após a validação dos algoritmos foi feita a integração das partes de hardware com os algoritmos de controle e processamento. Foram realizados testes com sinais obtidos a partir do sistema de aquisição composto pelo hardware composto pelo Raspberry Pi 3 e o ADS1298 e um cabo de paciente com 10 canais onde foi feito todo o pré-processamento necessário antes de gravar os sinais em arquivos, realizado pelos scripts em Python do Raspberry Pi 3, que além disso vai realizar a conversão das 12 derivações convencionas para as 3 derivações ortogonais de Frank por meio da transformada inversa de Dower. Também foi possível a pré-visualização dos sinais, configurações e ajustes de parâmetros da placa de aquisição como ganho dos amplificadores e taxa de amostragem.

A terceira parte envolveu a validação do sistema em clínica com testes em pacientes que apresentam algum problema de arritmia, onde foi feito o procedimento de comparação dos resultados com um equipamento comercial que realiza o método de ECGAR. Os dados foram coletados e avaliados para a validação do protótipo com o auxílio de médicos cardiologistas.

2.2 DISPOSITIVOS E FERRAMENTAS UTILIZADOS NO PROJETO

2.2.1 Raspberry Pi 3

Como foi especificado no item anterior, a ideia foi desenvolver um sistema *open source* e por isso foi necessário substituir o DSP que enviava os dados ao computador, e além disso foi um requisito do sistema a sua simplificação ao máximo, no que diz respeito à equipamentos necessários para o seu uso, portanto levando em conta esses fatores foi escolhido

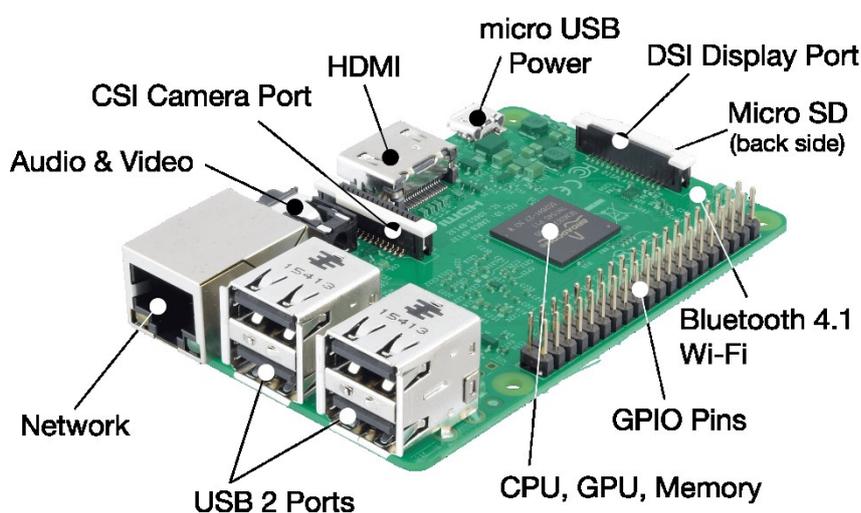
a plataforma Raspberry Pi 3 para fazer o papel central do sistema, tanto em termos de hardware como software, pois o mesmo funcionou como interfaceamento do conversor AD e ao mesmo tempo manipulou os dados capturados.

Esta possibilidade se deu por conta da versatilidade desta plataforma, pois se tratava de um mini-computador, capaz de rodar um Sistema Operacional completo além de disponibilizar portas de acesso aos diversos periféricos presentes no seu microprocessador ARM. E um desses periféricos foi a comunicação serial por protocolo SPI, já que era o protocolo utilizado pelo conversor AD, e dessa forma foi possível essa integração.

E para fazer o controle dessa comunicação serial, além da pré-configuração dos registradores do ADS1298 e da execução das etapas em si do processamento, foram implementados scripts utilizando a linguagem de programação Python que foram executados diretamente pelo sistema operacional baseado em Linux.

A Figura 20 ilustra a plataforma Raspberry Pi 3 junto dos elementos que o compõe, onde pode-se destacar o módulo Wifi presente nesta versão, que já garante uma conexão com uma rede sem fio, além das 4 portas USB que serviram de entrada para teclado e mouse e uma saída HDMI que serviu como conexão a um monitor que exibia os sinais processados.

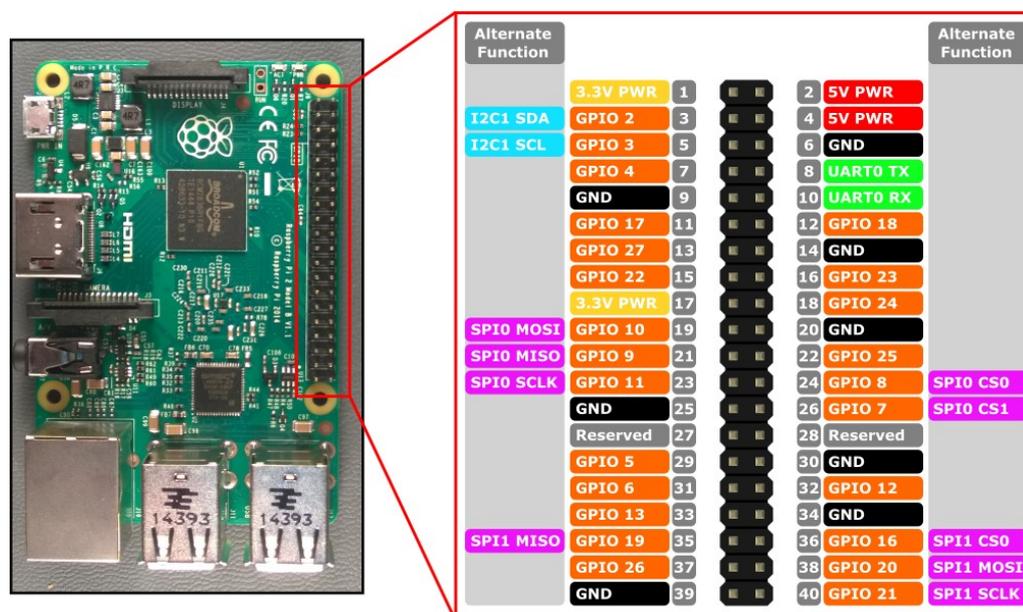
Figura 20 – Descrição dos componentes do Raspberry Pi 3



Fonte:(INNOVATION LABS, 2017)

Outra parte importante desta plataforma foram os pinos de GPIOs que são detalhados na Figura 21. A partir dos pinos dedicados a comunicação por SPI foi possível trocar informações com o ADS1298, seguindo como base o funcionamento do seu protocolo.

Figura 21 – Detalhamento dos pinos GPIOs do Raspberry Pi 3



Fonte (TIT PETRIC, 2017)

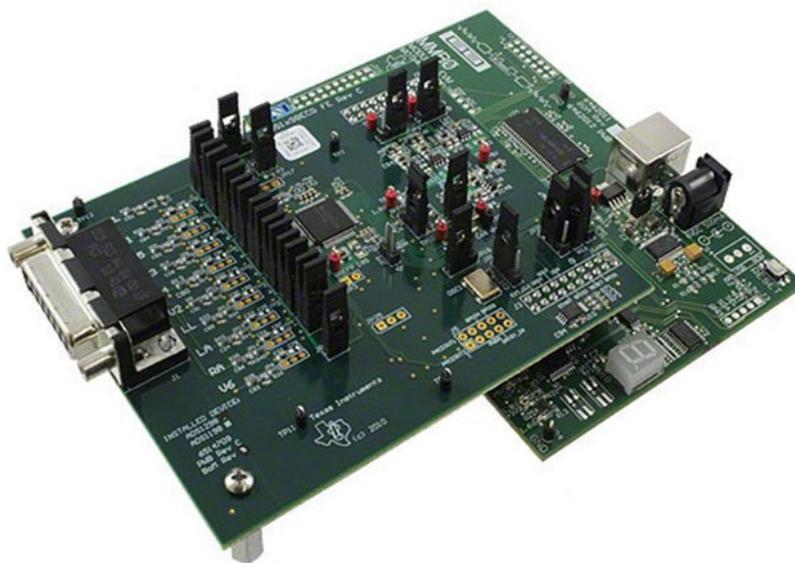
2.2.2 Plataforma de desenvolvimento ADS1298RECG

Para formar o sistema de aquisição dos sinais cardíacos, o requisito foi usar uma plataforma que oferecesse um conversor AD de alta resolução de bits e amostragem de cerca de 1000 SPS pois os PTAVs estão na ordem de microvolts, e que além disso esta plataforma já oferecesse circuitos de condicionamento de sinais cardíacos, como os amplificadores diferenciais, driver de perna direita, terminal central de Wilson. Então atendendo à essas necessidades de projeto foi escolhido o ADS1298RECG-FE.

A plataforma de desenvolvimento ADS1298RECG-FE, da Texas Instrumentes, é específica para biossinais, inclusive o de ECG, e é composto por uma placa que utiliza o conversor ADC de 24 bits (ADS1298), que é a parte principal de todo o processo de aquisição e tratamento do sinal de ECG. A outra placa utilizada é a motherboard MMB0, que tem como núcleo principal o DSP TMS320VC5509A, que realiza o controle dos parâmetros do conversor AD e envia as informações a um computador.

O ADS1298 é de baixa potência, multicanal, amostragem simultânea, conversor analógico-digital de 24-bit delta-sigma ($\Delta\Sigma$) (ADCs) com amplificadores integrados de ganho programável (PGAs). Estes dispositivos integram várias funções específicas de ECG que os tornam bem adaptados para eletrocardiograma (ECG), eletroencefalograma (EEG) e aplicações de eletromiografia (EMG). A Figura 22 mostra a placa do ADS1298RECG-FE.

Figura 22 – Placa da plataforma de desenvolvimento ADS1298RECG-FE



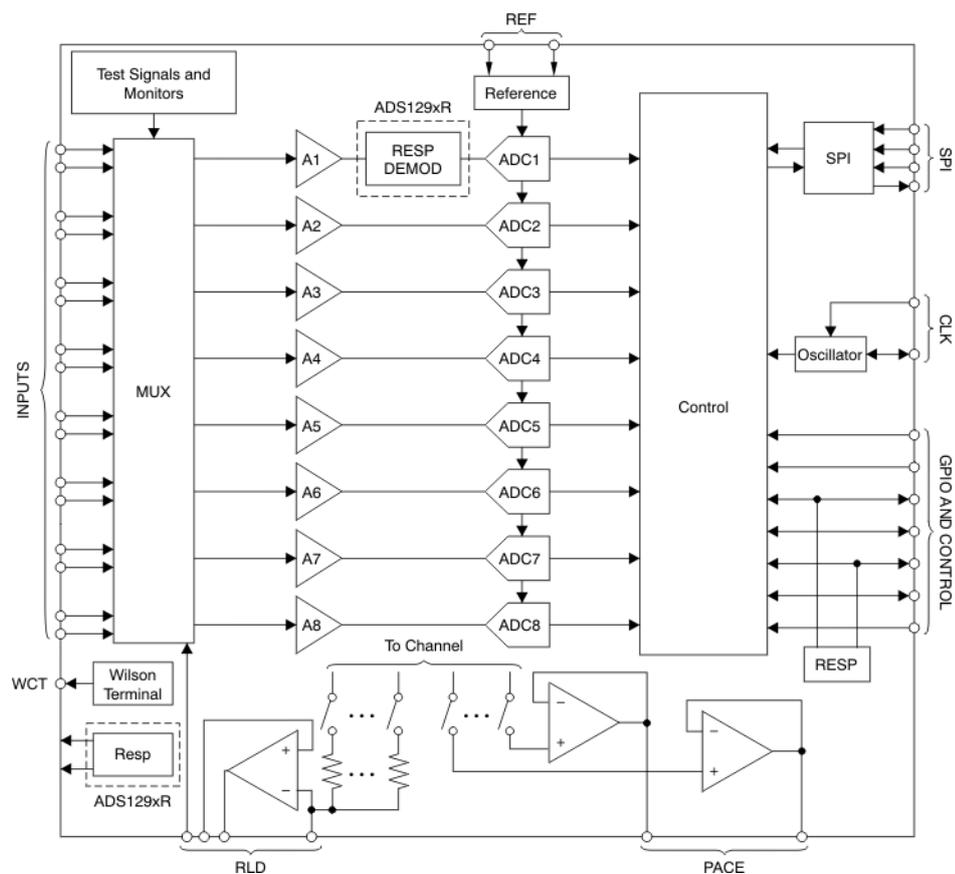
Fonte: (DIGI-KEY, 2017)

Características:

- a) Oito PGAs baixo ruído e Oito de alta resolução ADCs (ADS1298, ADS1298R);
- b) Taxa de dados: 250SPS para 32kSPS;
- c) Ganho Programável: 1, 2, 3, 4, 6, 8 ou 12;
- d) Conversor analógico digital delta-sigma ($\Delta\Sigma$) de 24 bits;
- e) Oscilador de referência interno;
- f) Amplificador de perna direita embutido, Detecção de eletrodo solto, WCT, detecção PACE, sinais de teste;
- g) CMR: -115dB;
- h) Comunicação SPI (*Serial Peripheral Interface*).

Foi utilizado para o desenvolvimento deste projeto somente a placa de cima, que pode ser vista na Figura 22, pois ela que possui o conversor ADS1298 e a mesma disponibiliza em uma barra de pinos os GPIOs necessários para o interfaceamento com os pinos do Raspberry Pi 3, além de ambos os dispositivos trabalharem na faixa de 3.3V. A Figura 23 mostra os componentes internos ao chip do ADS1298, onde é possível observar todos os componentes necessários para a digitalização de sinais cardíacos e a integração com outros dispositivos através do módulo SPI presente no conversor.

Figura 23 – Esquema interno do ADS1298



Fonte: (TEXAS INSTRUMENTS, 2017)

2.2.3 Cabos e eletrodos do paciente

Dentre algumas opções no mercado o cabo paciente da Dixtal de 10 vias com conectores tipo jacaré e saída de sinais no padrão DB15 pode ser utilizado em conjunto com o hardware ADS1298. Estes cabos devem possuir uma blindagem contra interferência da rede elétrica e serem baseados nos padrões de cores e posicionamento no corpo, além de seguirem as normas da ANVISA.

Existe uma variedade de tipos de eletrodos como do tipo ventosa, clip, fixo e descartável que atuam na captação dos sinais da pele. Um exemplo no mercado são os eletrodos descartáveis da 3M.

A Figura 24 mostra o cabo do paciente de 10 vias e o eletrodo para captação dos sinais.

Figura 24 – Cabo e eletrodos do paciente



Fonte: (MEDICALMED, 2017)

2.2.4 Gerador de sinais cardíacos

O HS-15 é o modelo utilizado nesse projeto para gerar os sinais vitais em modo ECG, esse simulador permite alterar frequência, amplitude e opera em cinco modos que fornecem a forma de onda quadrada, triangular, seno, pmp (pulsos de marca-passo) e ECG. O pulso de ECG pode ser modificado em 30-60-80-120-180-240 bpm. A Figura 25 apresenta o simulador de sinais HS-15 da empresa *Handy Sim* desenvolvido para verificação de parâmetro, manutenção, avaliação de desempenho, teste e calibração em eletrocardiógrafo.

Figura 25 – Simulador de Sinais Cardíacos HS-15



Fonte: (R&D MEDIQ, 2017)

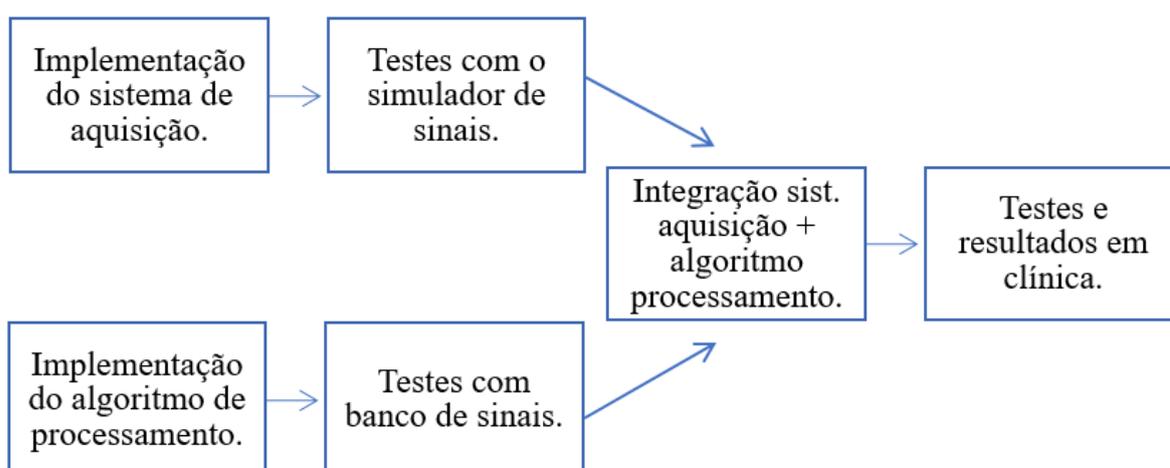
2.2.5 Python

Para o desenvolvimento dos algoritmos necessários para a obtenção dos PTAVs foram implementados scripts utilizando a linguagem de programação Python na versão 2.7. Que se trata de uma linguagem de programação de alto nível, interpretada e orientada a objetos. Foi utilizada para o desenvolvimento e testes dos scripts a IDE Pycharm versão 4.5 rodando no sistema operacional Linux Mint 18.1. Foram utilizados os *packages* necessários para o uso do protocolo SPI e para o processamento dos sinais, como *periphery*, usado para implementar a comunicação SPI, *RPi.GPIO*, que serviu para o uso dos GPIOs dos Raspberry Pi, *matplotlib*, que atuou na plotagem dos gráficos durante os testes, *scypi*, usado para os scripts de processamento dos sinais e *wfdb* que especificamente manipula com dados de ECG da base de dados PhysioNet.

2.3 DIAGRAMA EM BLOCOS DO SISTEMA

A Figura 26 resume em um fluxo de etapas utilizado na implementação do projeto, onde pode-se ver que o seu desenvolvimento foi dividido em basicamente duas frentes independentes que se integraram ao final para poder ser feito os testes de validação do sistema como um todo.

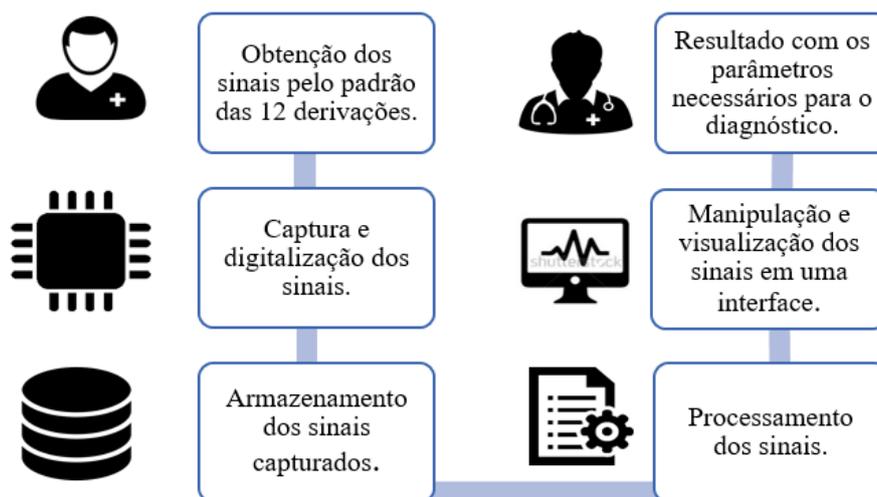
Figura 26 – Diagrama em blocos de implementação do projeto



Fonte: (Elaborada pelo autor, 2017)

A Figura 27 ilustra com clareza a sequência das funcionalidades que fazem parte deste protótipo, no que diz respeito as etapas de forma geral até a obtenção dos PTAVs através de um gráfico e parâmetros avaliados pelo médico.

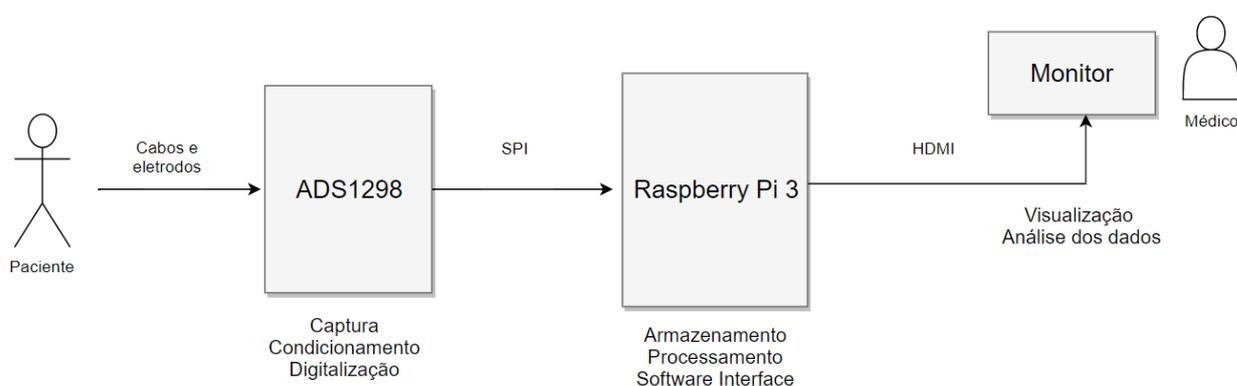
Figura 27 – Diagrama em blocos das funcionalidades do protótipo



Fonte: (Elaborada pelo autor, 2017)

Para entender a arquitetura do protótipo proposto, a Figura 28 demonstra os componentes do projeto, onde pode-se observar que os principais dispositivos são o ADS1298 e o Raspberry Pi 3, que são complementados com elementos de conexão como os cabos, eletrodos e cabo HDMI, e interfaceamento com o protocolo SPI e o monitor.

Figura 28 – Diagrama em blocos componentes do protótipo



Fonte: (Elaborada pelo autor, 2017)

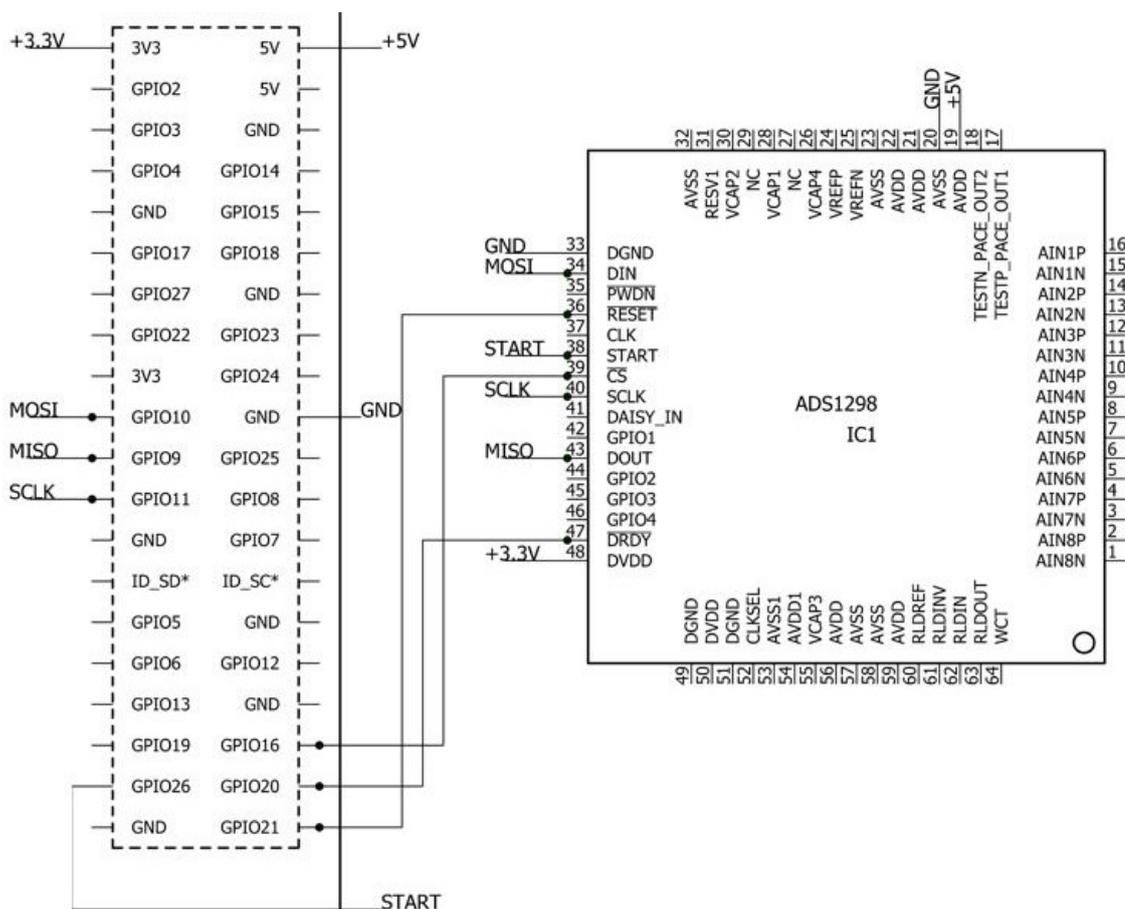
3 IMPLEMENTAÇÃO DO PROJETO

3.1 IMPLEMENTAÇÃO DO SISTEMA DE AQUISIÇÃO

3.1.1 Interfaceamento entre Raspberry Pi 3 e ADS1298

A primeira etapa para a implementação do sistema de aquisição, foi o interfaceamento entre o Raspberry Pi 3 e o ADS1298. Isso se deu através da ligação entre os pinos de comunicação serial SPI, além da alimentação de 3.3V proveniente da placa do Raspberry Pi e da ligação entre os pinos de GND como referência do nível de tensão para cada dispositivo. A Figura 29 apresenta o esquema de circuito usado no interfaceamento entre as placas. Este esquema foi desenhado no software *Cadsoft Eagle* versão 8.4.1 e desconsidera os outros circuitos presentes nas duas placas.

Figura 29 – Esquemático do interfaceamento entre Raspberry Pi 3 e ADS1298



Fonte: (Elaborada pelo autor, 2017)

O Quadro 2 resume cada pino referente a comunicação SPI ligado em cada dispositivo

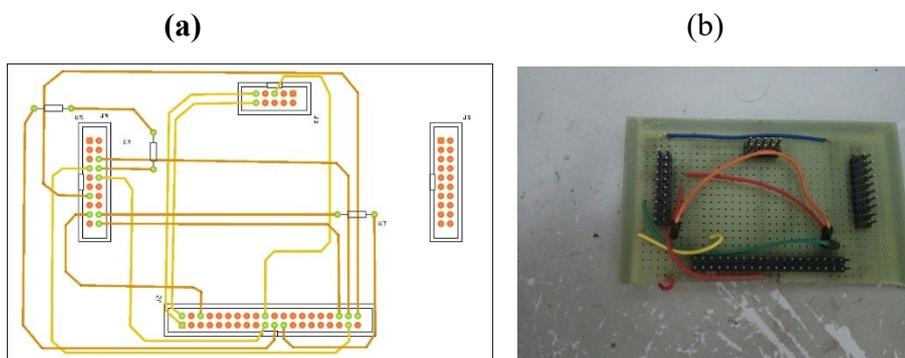
Quadro 2 – Resumo da ligação entre os pinos

Raspberry Pi 3	ADS1298
GPIO9	DOUT
GPIO10	DIN
GPIO11	SCLK
GPIO16	CS
GPIO26	START
GPIO21	RESET
GPIO20	DRDY
3V3	DVDD
5V	AVDD
GND	DGND, AVSS

Fonte: (Elaborada pelo autor, 2017)

Após a definição do esquema do circuito de interligação entre os dois dispositivos, foi montado uma conexão que pudesse ser prática e que ao mesmo tempo evitasse problemas de mal contato ou comprometimento na transmissão de dados, já que não há uma placa de interfeceamento entre o Raspberry Pi 3 e o ADS1298 disponível no mercado, portanto foi utilizada uma conexão através de cabos *flat* e uma placa do tipo universal, com o uso de barras de pino tipo macho-macho. A Figura 30-(a) mostra uma imagem das conexões entre os pinos e a 30-(b) a placa com os componentes soldados. Que como pode ser visto a placa do ADS1298 se encaixou diretamente na placa universal através de barras de pinos e o Raspberry Pi foi conectado através do cabo flat.

Figura 30 – (a) Conexões entre os pinos; (b) Placa soldada com os componentes



Fonte: (Elaborada pelo autor, 2017)

Após isso foi feita a montagem dos dispositivos interfaceados por meio da placa de conexão desenvolvida. A Figura 31 mostra uma imagem do Raspberry Pi 3 e ADS1298 conectados por uma placa com barra de pinos e cabo flat.

Figura 31 – Hardware do sistema de aquisição do protótipo



Fonte: (Elaborada pelo autor, 2017)

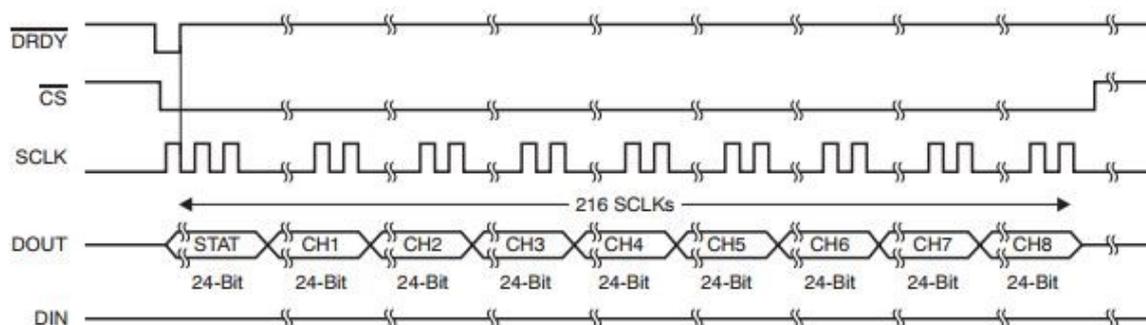
3.1.2 Implementação do script de aquisição de sinais

Finalizado a etapa de interfaceamento entre o Raspberry Pi 3 e o ADS1298, foi implementado um *script* em Python que pudesse realizar a troca de informações entre os dois dispositivos para que fosse validado a comunicação SPI. E para implementar este script foi necessário o uso da biblioteca *periphery* para o uso do periférico SPI presente no Raspberry Pi e da *matplotlib* apenas com o intuito de visualizar os dados transferidos.

Porém antes de desenvolvê-lo, foi necessário verificar no *datasheet* do ADS1298, como funcionava o seu protocolo de comunicação via SPI. E na Figura 32 é possível observar o comportamento dos pinos destinados a transferência de dados. Onde o sinal DRDY (*Data Ready*) fica em nível baixo quando o conversor AD já tem dados convertidos disponíveis e o sinal CS (*Chip Select*) habilita a transferência de dados ficando em nível baixo até o final da transmissão. E para cada pulso de *clock* do sinal SCLK (*SPI clock*) é transmitido 1 bit através do sinal DOUT (*Data Out*).

Também fica evidente que são transmitidos 24 bits por cada canal, pois como foi citado nas especificações do ADS1298 ele possui uma resolução de 24 bits e pode ter até 8 sinais de entrada simultâneos. E como regra de seu protocolo, os primeiros 24 bits são um *header* indicando início do *stream* de dados. Portanto são no total 216 bits e pulsos de *clock* para transmitir 1 amostra.

Figura 32 – Formas de onda da transferência de uma amostra



Fonte: (TEXAS INSTRUMENTS, 2017)

Para configurar os parâmetros do ADS1298 também foi necessário consultar o *datasheet*, e seguindo as instruções presente no item 9.6, que trata sobre a descrição dos registradores do dispositivo, foi possível atribuir os valores nos endereços de memória correspondentes. O Quadro 3 relaciona os endereços e valores transmitidos ao ADS1298 através do *script*.

Quadro 3 – Configuração dos registradores do ADS1298

Registrador	Endereço	Valor
ID	0x00	0x92
CONFIG1	0x01	0x85
CONFIG2	0x02	0x00
CONFIG3	0x03	0x13
LOFF	0x04	0x00
CH1SET	0x05	0x00
CH2SET	0x06	0x00
CH3SET	0x07	0x00
CH4SET	0x08	0x00
CH5SET	0x09	0x00
CH6SET	0x0A	0x00
CH7SET	0x0B	0x00

CH8SET	0x0C	0x00
RLD_SENSP	0x0D	0x06
RLD_SENSN	0x0E	0x02
LOFF_SENSP	0x0F	0xFF
LOFF_SENSN	0x10	0x02
LOFF_FLIP	0x11	0x00
GPIO	0x14	0x0F
PACE	0x15	0x00
RESP	0x16	0x00
CONFIG4	0x17	0x02
WCT1	0x18	0x0A
WCT2	0x19	0xE3

Fonte: (Elaborada pelo autor, 2017)

O ADS1298 define de fábrica um conjunto de comandos pré-determinados para configurar o modo e estado do conversor. O Quadro 4 lista os comandos e uma breve descrição dos mesmos.

Quadro 4 – Lista de comandos pré-definidos do ADS1298

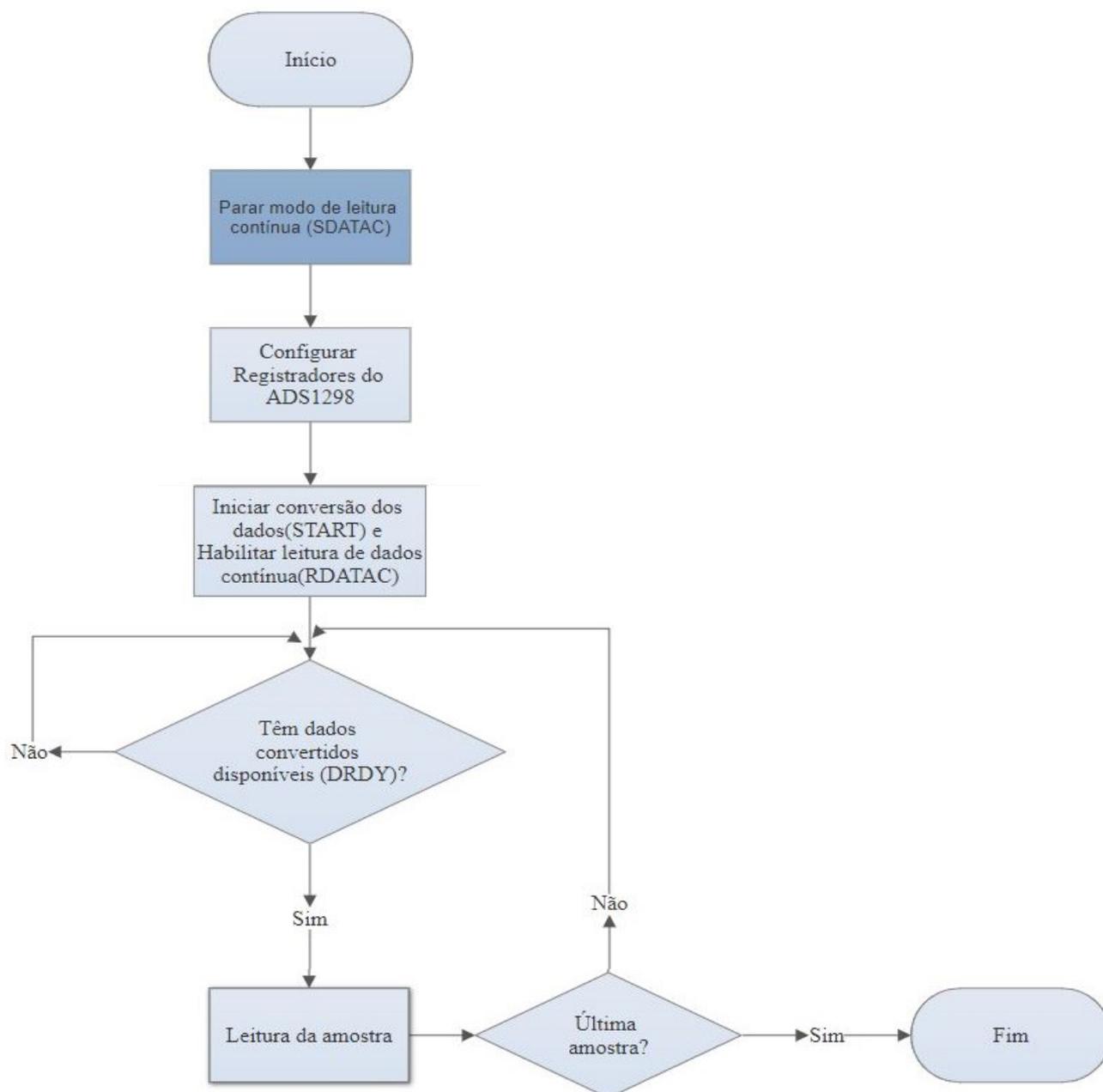
Comando	Descrição
WAKEUP	Sair do modo <i>standby</i>
STANDBY	Entrar no modo <i>standby</i>
RESET	Reiniciar o dispositivo
START	Iniciar as conversões
STOP	Parar as conversões
RDATAC	Habilitar o modo de leitura contínua
SDATAC	Parar o modo de leitura contínua
RDATA	Habilitar leitura por comando

Fonte: (Elaborada pelo autor, 2017)

Tendo em vista essas informações, foi implementado um *script*, que pode ser visto no APÊNDICE B, que seguiu basicamente as etapas de pré-configuração dos registradores e da captura de uma amostra por vez, respeitando o comportamento do seu protocolo. A Figura 33

mostra um fluxograma que ilustra a sequência de procedimentos executados pelo algoritmo.

Figura 33 – Fluxograma do algoritmo de aquisição de sinais



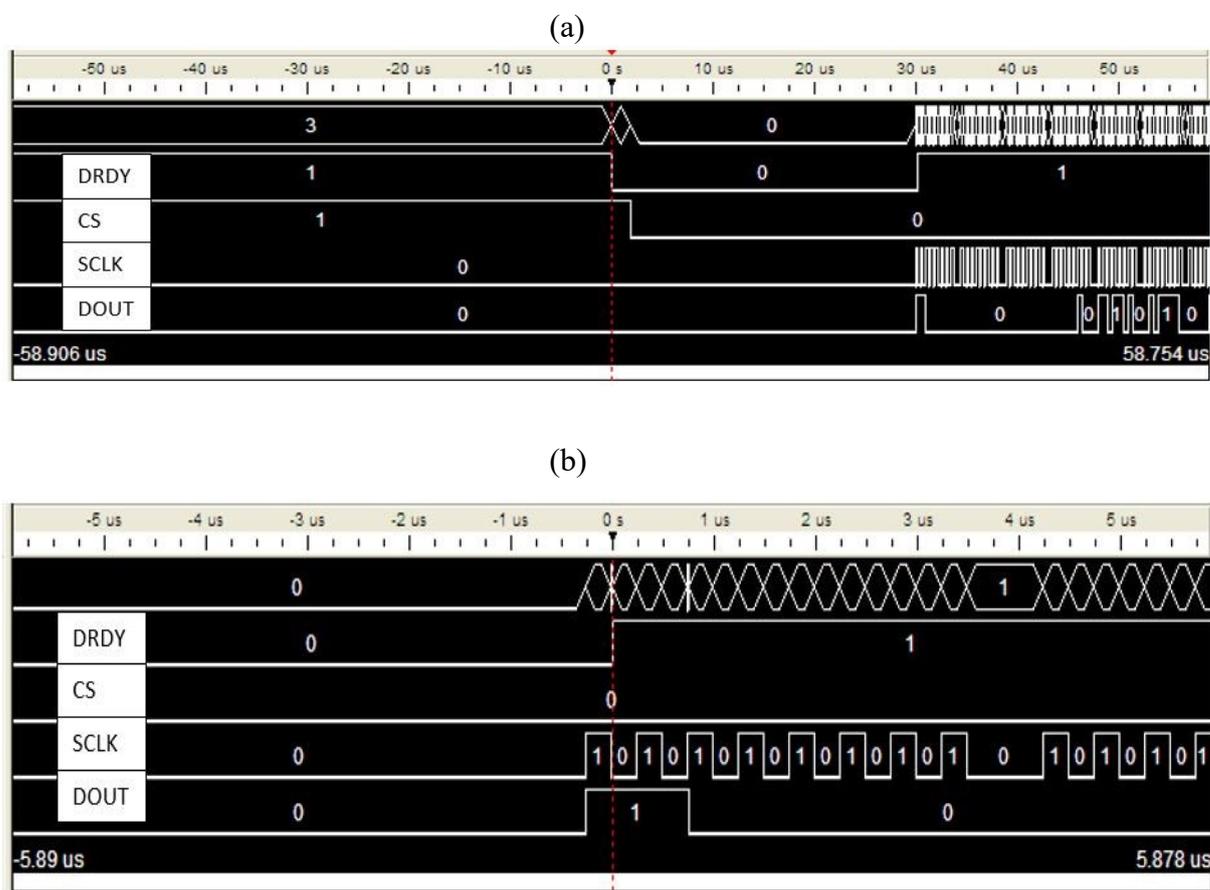
Fonte: (Elaborada pelo autor, 2017)

Após a implementação dos *scripts* foram feitos alguns testes e foi observado que em determinada vezes nem todos os bytes eram transmitidos corretamente. Então para poder

verificar exatamente o que estava ocorrendo na transmissão, foi utilizado um analisador lógico de modelo 16804A da *Agilent*. Através da análise mais minuciosa, foi possível observar que a frequência de clock do SPI escolhida não atendia totalmente ao sistema, pois devido ao tempo de execução de uma instrução em Python, que tende a ser mais lenta que na linguagem C por exemplo, haviam pequenos atrasos na leitura dos bits que se somavam e causavam um *delay* maior, comprometendo o recebimento de determinados bits. Tendo em vista esta informação, extraída do analisador lógico, foi alterada a frequência de clock, que antes era de 400kHz e passou a ser de 2Mhz. E com isso não houve mais perdas de informação devido ao acúmulo de atraso de leitura da instrução do Python.

A Figura 34-(a) mostra uma visão geral das ondas sinalizadas na imagem, onde pode-se observar um comportamento semelhante ao descrito no *datasheet* do dispositivo. E na 34-(b) é possível observar com mais detalhes os pulsos de clock junto dos *bits* transmitidos e pequeno tempo de atraso que há entre cada *byte* envolvido no processo de transmissão.

Figura 34 – (a) Sinais da comunicação SPI. (b) Detalhe do atraso entre *bytes*

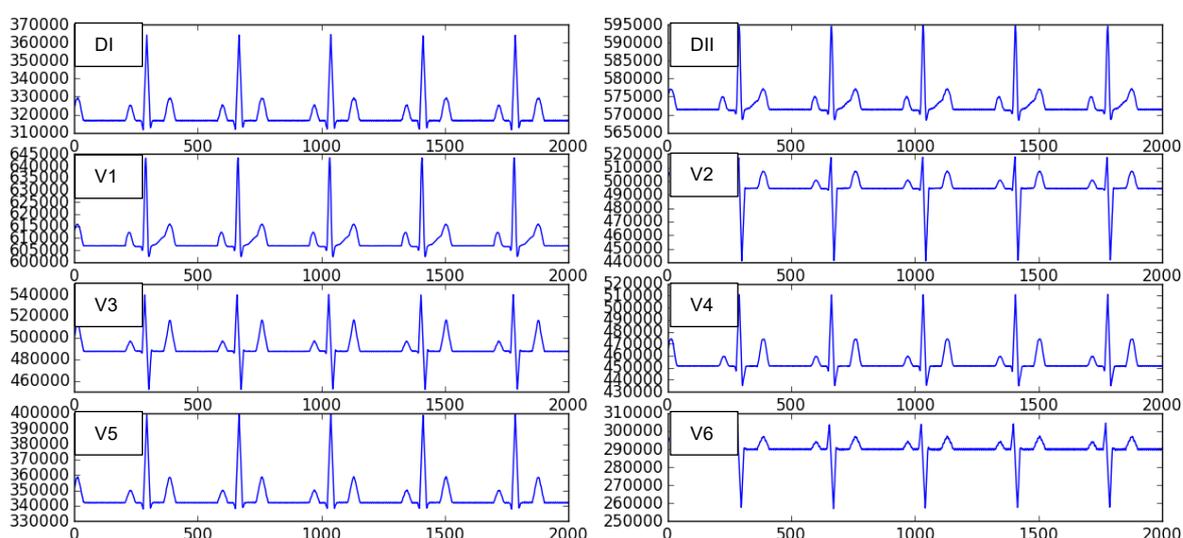


Fonte: (Elaborada pelo autor, 2017)

Com a correção dos problemas que aconteceram devido à frequência de pulso de *clock*, a próxima etapa foi de fato realizar testes com os sinais cardíacos gerados na entrada do conversor AD e capturá-los já digitalizados através do periférico de SPI do Raspberry Pi 3.

Portanto foi utilizado o simulador de sinais HS-15 junto com o cabo do paciente de 10 vias que conectava as saídas do simulador ao conector DB15 presente na placa do ADS1298. E dessa forma foi validado o *script* do sistema de aquisição. A Figura 35 mostra o sinal plotado para cada um dos 8 canais de entrada do conversor (DI, DII, V1, V2, V3, V4, V5 e V6).

Figura 35 – Sinais capturados pelo ADS1298



Fonte: (Elaborada pelo autor, 2017)

3.2 IMPLEMENTAÇÃO DO ALGORITMO DE PROCESSAMENTO

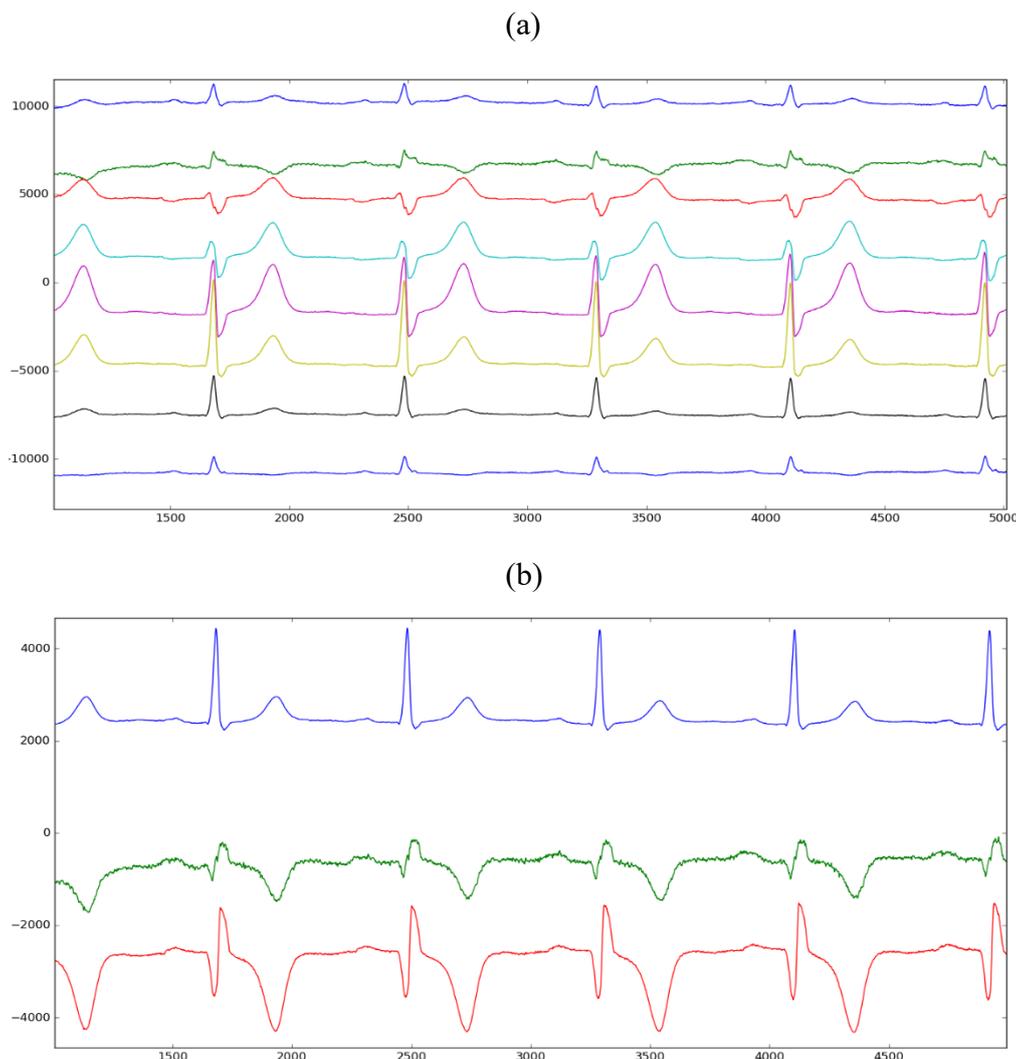
3.2.1 Conversão de 12 derivações convencionais para XYZ

Convencionalmente, o padrão de sinais utilizado no ECGAR é o das derivações ortogonais de Frank (XYZ), e por esse motivo o algoritmo desenvolvido neste trabalho tinha como entrada este padrão, porém devido a placa do ADS1298 ser condicionada para o padrão de 12 derivações e tanto pela disponibilidade de um simulador e de cabos de 10 vias, que atuam no padrão convencional, foi adotado que a entrada dos sinais seriam as 12 derivações.

E para resolver esta questão, foi utilizado a transformada inversa de Dower, que como já foi citada, consegue realizar a conversão dos sinais de um padrão para o outro. E neste caso foi utilizado os 8 sinais da base do padrão convencional para se obter as derivações de Frank. Neste trecho do script foram especificadas as 3 matrizes de conversão, Dower, PLSV e QLSV,

sendo de escolha do usuário qual ser utilizada. E como resposta a função retornava os sinais XYZ. A Figura 36-(a) mostra os 8 sinais de entrada (DI, DII, V1, V2, V3, V4, V5, V6) e a 36-(b) o resultado da conversão com os sinais XYZ.

Figura 36 – (a) Padrão convencional. (b) Padrão XYZ de Frank



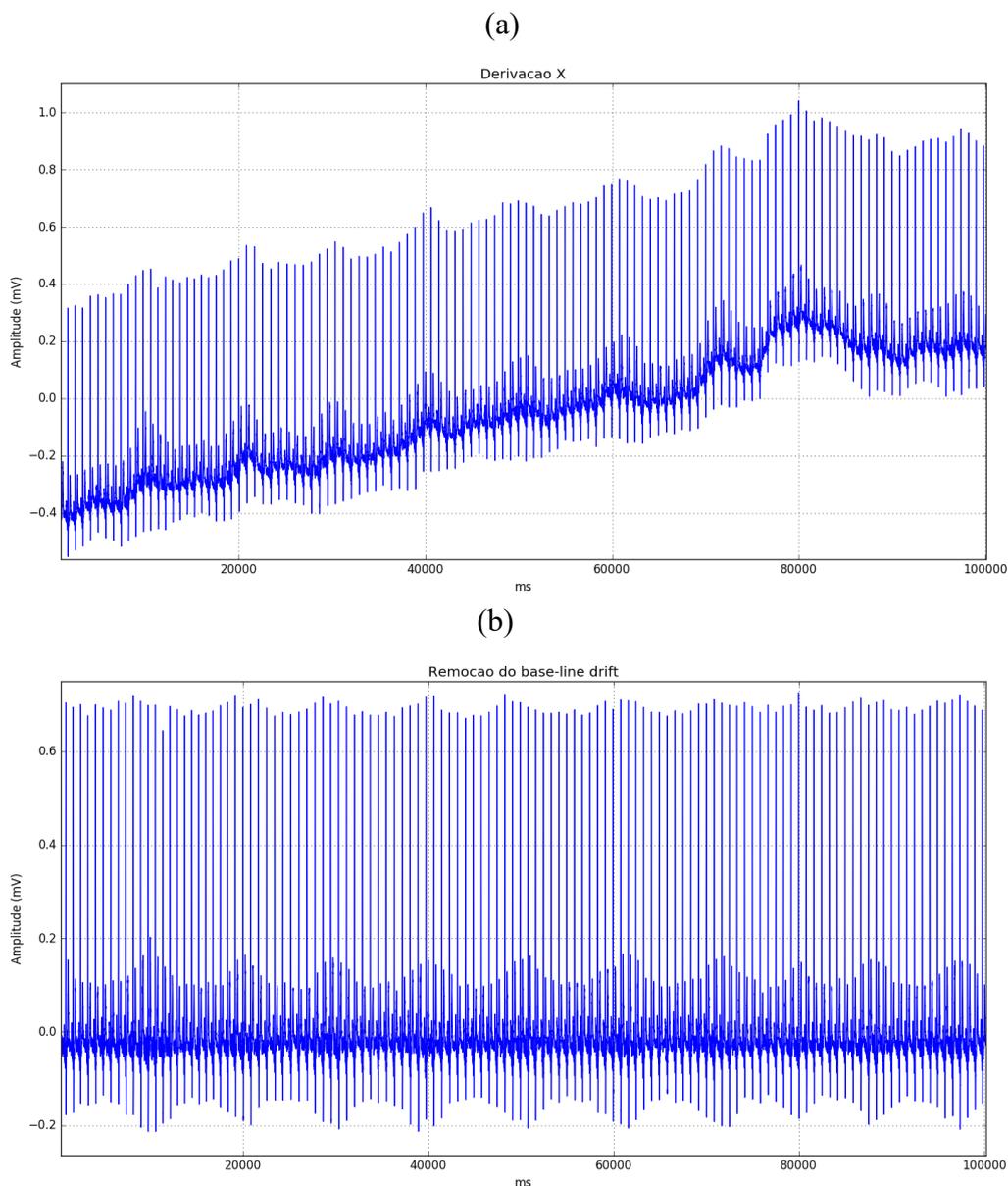
Fonte: (Elaborada pelo autor, 2017)

3.2.2 Remoção do *base-line drift*

A etapa seguinte foi realizar a correção do *base-line drift*, e para isso foi implementado um filtro passa-alta do tipo Chebyshev II, pois este fenômeno insere sinais de baixíssima frequência, causando esse efeito ondulatorio na linha base do sinal que por meio de testes foram encontrados os melhores parâmetros que se adequavam ao resultado esperado, que neste caso foram, para a banda de parada 0,17Hz e banda passante de 1,17Hz com atenuação de -40dB na

banda de parada. E desta forma obteve-se o resultado mostrado na Figura 37. Onde na 37-(a) é apresentado o sinal X com o *base-line drift* enquanto que na 37-(b) é apresentada sua redução.

Figura 37 – (a) Sinal com *base-line drift*. (b) Sinal sem *base-line drift*



Fonte: (Elaborada pelo autor, 2017)

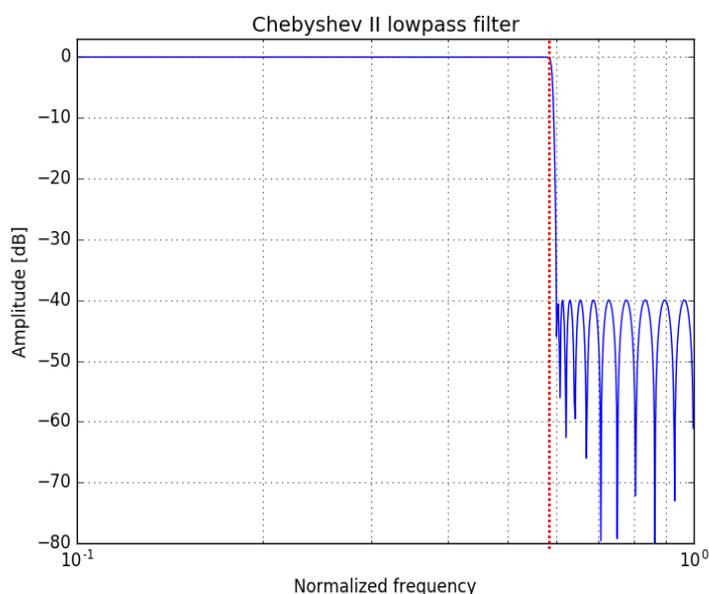
3.2.3 Remoção dos ruídos de alta frequência

Após o sinal ter sua linha base definida, foi necessário a filtragem das altas frequências que poderiam comprometer na etapa de correlação cruzada, e por isso foi projetado um filtro passa-baixa digital também do tipo Chebyshev II com frequência de corte na banda passante de

290Hz e banda de parada de 300Hz , com atenuação na banda de parada de -40dB. Como este filtro poderia comprometer algumas frequências importantes no espectro de análise do ECGAR, a banda de transição foi projetada para ser a menor possível.

A Figura 38 mostra a resposta em frequência do filtro passa-baixa projetado, sendo representado em escala logarítmica. Onde o eixo x mostra as frequências normalizadas em função da frequência de amostragem e o critério de Nyquist, com o ponto de frequência de corte destacado.

Figura 38 – Resposta em frequência do filtro Chebyshev II na escala logarítmica



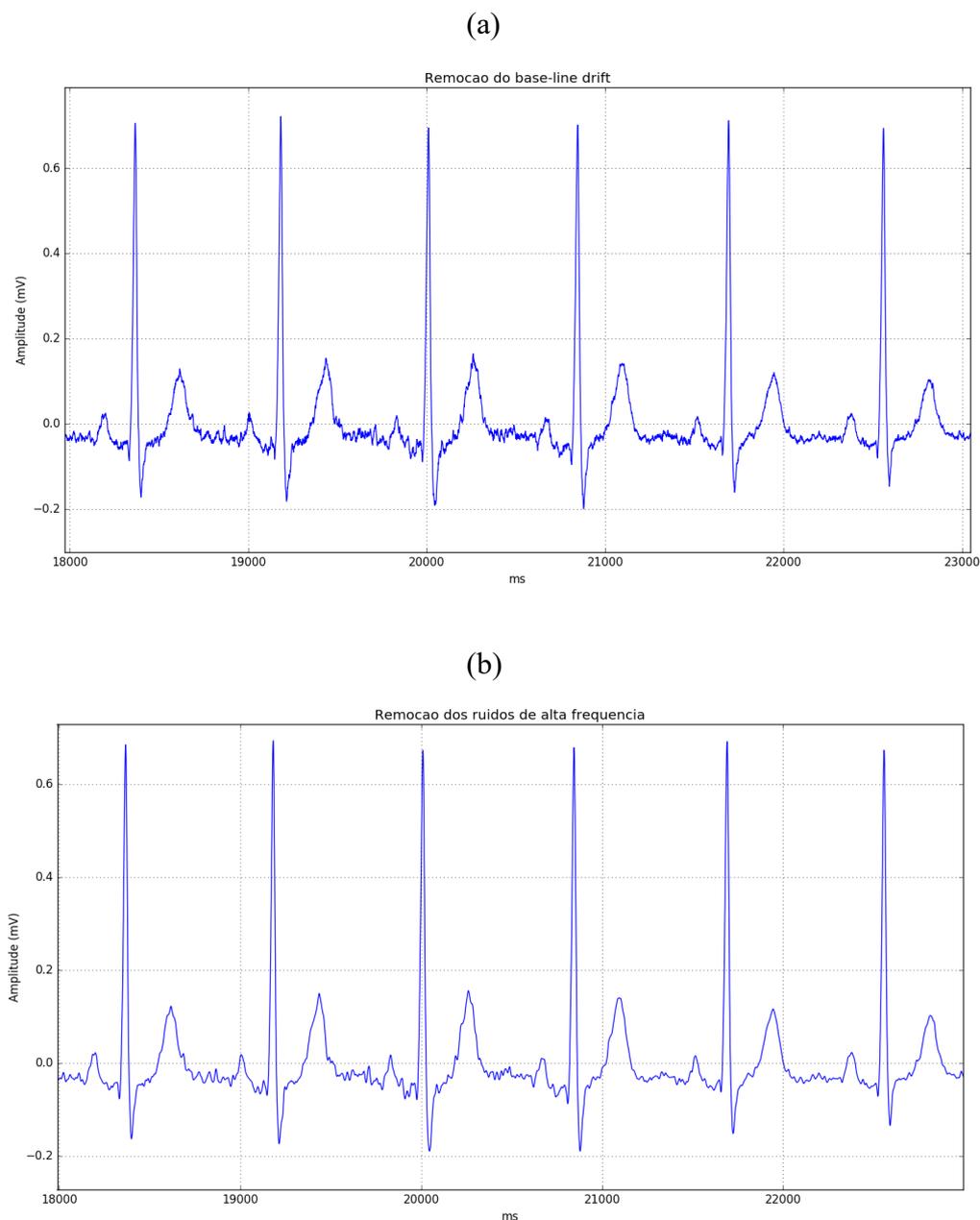
Fonte: (Elaborada pelo autor, 2017)

Com isso os sinais provenientes da etapa anterior foram filtrados utilizando os parâmetros do filtro descrito acima.

A Figura 39-(a) apresenta o sinal com a componentes de alta frequência, enquanto que na 38-(b) é possível observar uma melhora nos ruídos presentes no traçado.

É importante esclarecer que o projeto de filtro desta etapa e da etapa de remoção do *base-line drift*, foram feitos baseados nos parâmetros de ordem dos filtros, assim como as frequências de corte e ganho de atenuação nas bandas de passagem e de parada, que foram obtidos e aplicados aos sinais por meio de funções da biblioteca *scipy*, vide APÊNDICE C.

Figura 39 – (a) Sinal com componentes de alta frequência. (b) Sinal filtrado



Fonte: (Elaborada pelo autor, 2017)

Mesmo após a filtragem tanto nas baixas frequências, como nas altas, o sinal ainda não possui uma característica mais suave, para poder chegar em um resultado onde é possível identificar os PTAVs, pois estes sinais se assemelham aos ruídos ainda pertinentes no sinal.

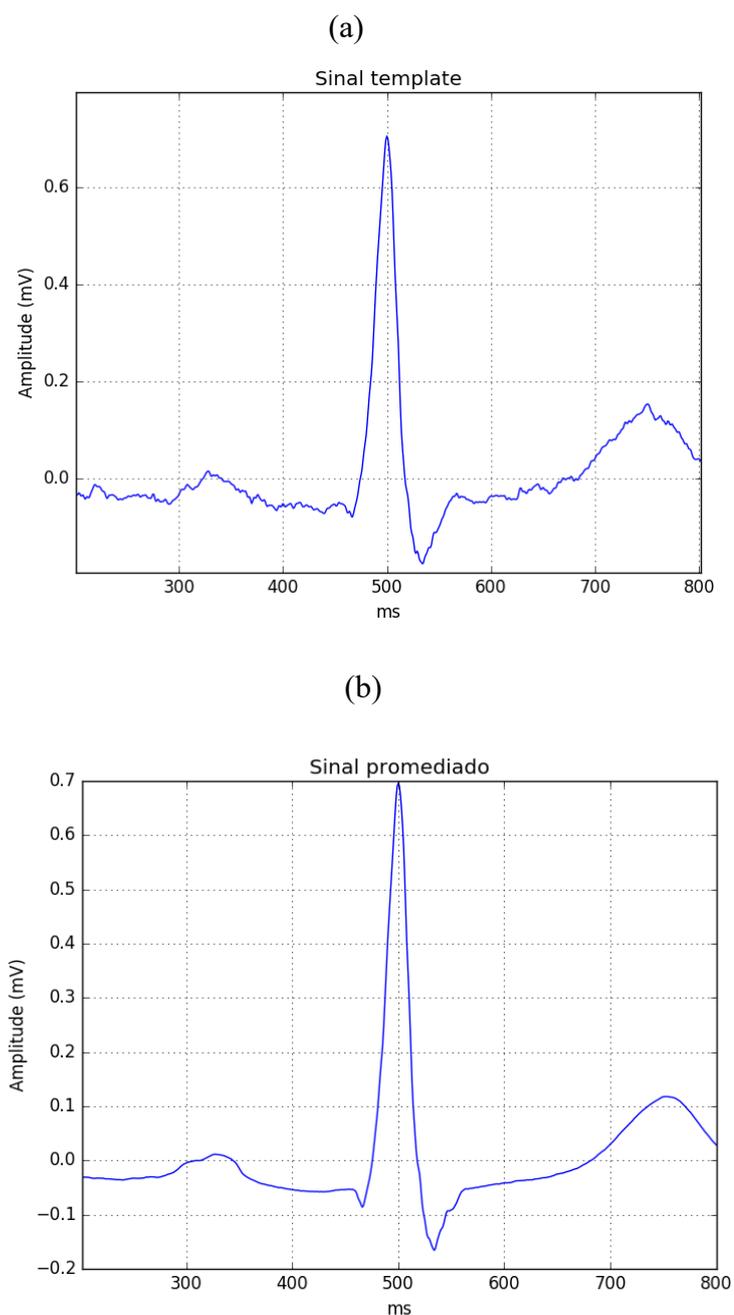
3.2.4 Correlação cruzada e promediação dos dados

Para solucionar os problemas dos ruídos presentes no sinal, foi utilizado a técnica de média aritmética, pois este método reduz a presença dos ruídos e mantém as informações do

sinal original, e para utilizá-la foi necessário alinhar os batimentos cardíacos em relação a uma referência. Então foi usado o algoritmo de correlação cruzada, que fornecia os valores de deslocamento para os batimentos se alinharem ao modelo, que foi selecionado visualmente.

A Figura 40-(a) mostra o batimento modelo, e após o alinhamento e média dos sinais a 40-(b) mostra o resultado com um sinal mais suave, evidenciando a redução dos ruídos.

Figura 40 – (a) Batimento modelo. (b) Sinal promediado

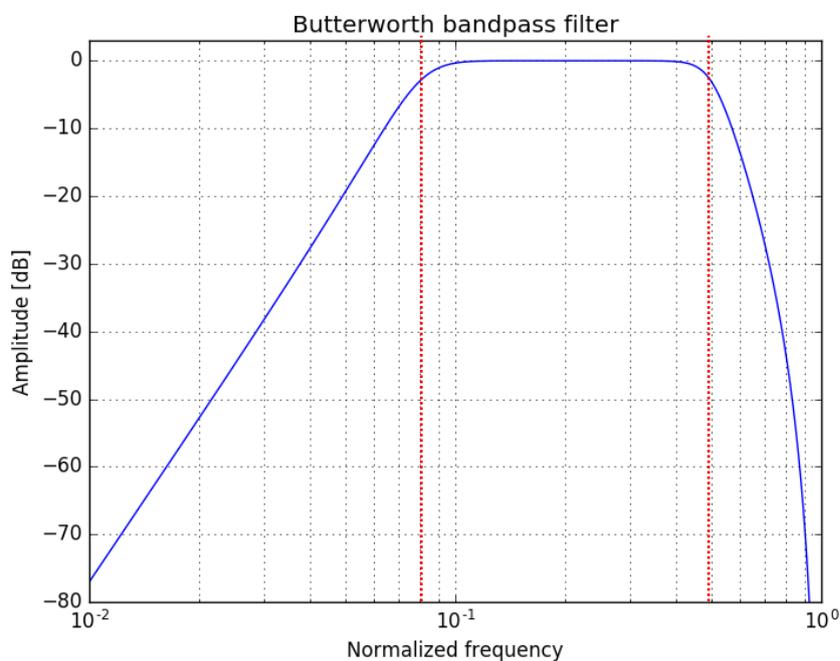


Fonte: (Elaborada pelo autor, 2017)

3.2.5 Aplicação do filtro Butterworth

Depois da promediação dos batimentos, gerando apenas um batimento, que traz as informações eletrofisiológicas do coração, foi necessário a aplicação do filtro Butterworth de 4ª ordem passa-faixa com frequências de corte de 40Hz e 250Hz, segundo o capítulo 1 cita a respeito destes parâmetros padronizados. A Figura 41 mostra o gráfico de resposta em frequência do filtro Butterworth desenvolvido, em escala logarítmica e frequência normalizada pela frequência de amostragem e pelo critério de Nyquist, com destaque aos pontos de corte.

Figura 41 – Resposta em frequência do filtro Butterworth na escala logarítmica

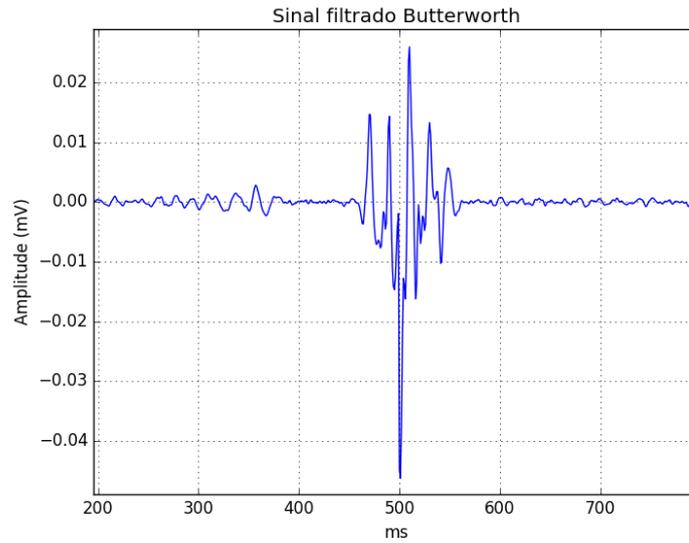


Fonte: (Elaborada pelo autor, 2017)

Porém além do filtro atender à essas especificações citadas, o mesmo deveria ser aplicado ao sinal de forma bidirecional, para ser evitado a distorção de fase característico da resposta deste filtro. E desta forma a filtragem foi dividida do começo até o ponto central do sinal e do final voltando ao ponto central.

A Figura 42 apresenta o sinal após a passagem pelo filtro Butterworth utilizando o método bidirecional.

Figura 42 – Sinal filtrado pelo filtro Butterworth

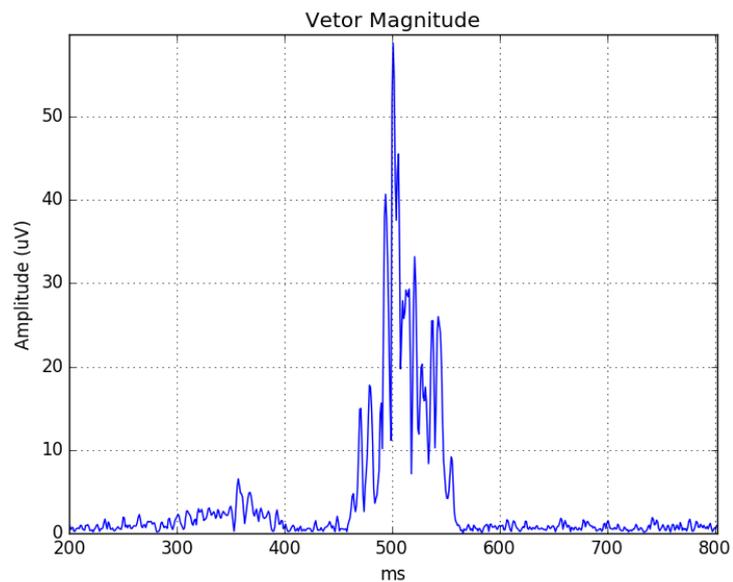


Fonte: (Elaborada pelo autor, 2017)

3.2.6 Cálculo do vetor magnitude

A última etapa resume-se em calcular o módulo dos resultados da etapa anterior dos sinais XYZ, sendo cada derivação um eixo num plano tridimensional, conforme é mostrado no capítulo 1. E a partir do vetor magnitude, foram extraídos os 3 parâmetros necessários para diagnóstico. A Figura 43 mostra o sinal resultante do algoritmo de processamento.

Figura 43 – Vetor magnitude



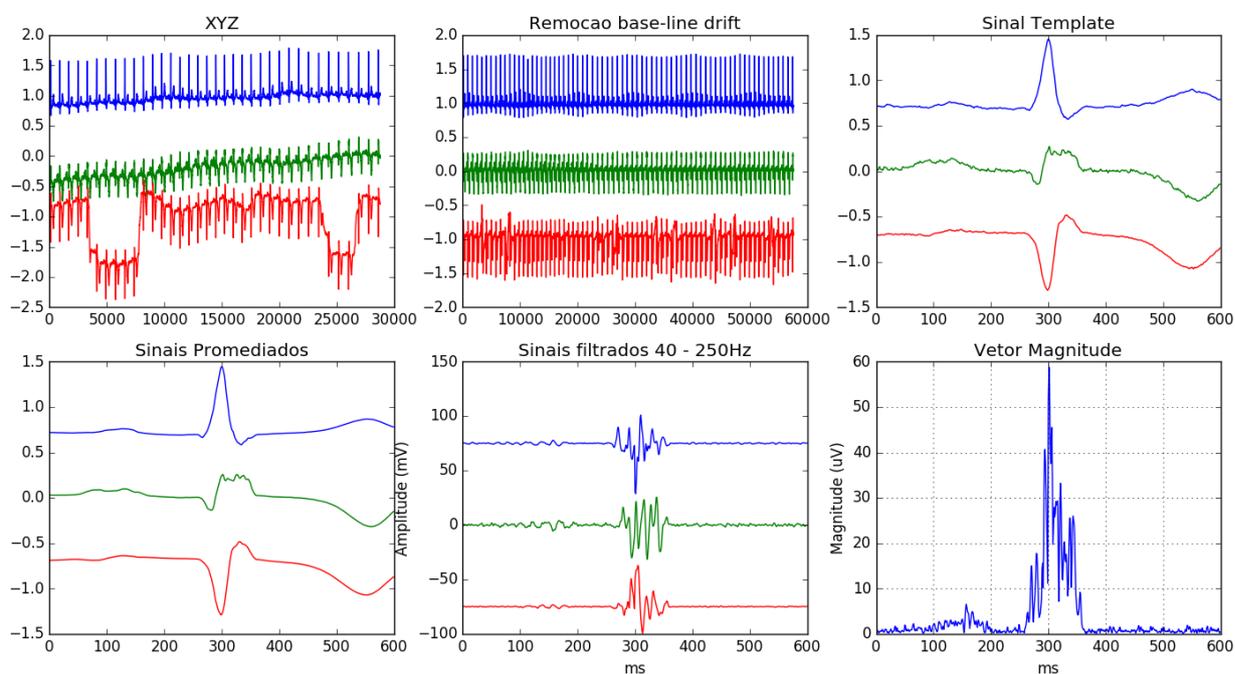
Fonte: (Elaborada pelo autor, 2017)

3.2.7 Testes com banco de sinais

Após o desenvolvimento e testes para cada etapa para obtenção dos PTAVs, foi utilizado um banco de dados, visando o teste do *script* por completo, onde a entrada seria os sinais cardíacos, e saída o vetor magnitude com os parâmetros QRSD, LAS40 e RMS40 e com a região do final do complexo QRS filtrado em destaque.

Para ser utilizado como sinal de entrada as condições foram: ter frequência de amostragem não inferior a 1000 SPS, no mínimo gravado com 16 *bits* de resolução e ter uma quantidade de amostras suficiente para o processo, por volta de 10 minutos. Porém não foi encontrado um banco de dados que seguia estas características completamente. Contudo foi utilizado o banco de dados PTB da PhysioNet, que fornecia além do padrão de 12 derivações, também possuía as derivações de Frank. Portanto foram feitos testes com o sinal de 4 pacientes do banco, as figuras com resultado para esses pacientes encontram-se no APÊNDICE A. A Figura 44 mostra os sinais XYZ em cada etapa até o vetor magnitude.

Figura 44 – Etapas do processamento com banco de sinais

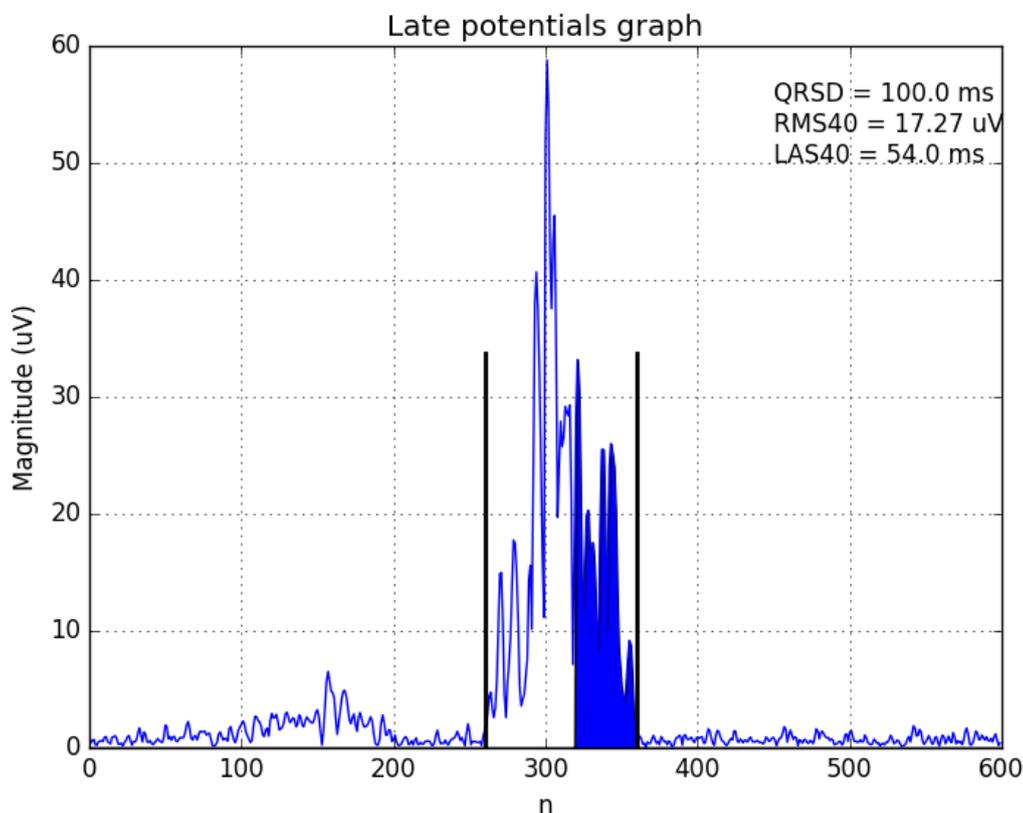


Fonte: (Elaborada pelo autor, 2017)

A Figura 45 mostra a saída do *script* de processamento final, que pode ser visto no APÊNDICE C, onde é possível observar o vetor magnitude, delimitado pelo ponto de início e

fim, uma região em azul destacando os últimos 40ms do QRS filtrado e os três parâmetros extraídos do sinal.

Figura 45 – Sinal resultante do algoritmo de processamento com banco de sinais



Fonte: (Elaborada pelo autor, 2017)

3.3 INTEGRAÇÃO DE HARDWARE E SOFTWARE

A integração do hardware com os *scripts* do sistema de aquisição e de processamento dos sinais se deu através de um software gerenciador, que possuía uma interface gráfica possibilitando o controle e a visualização dos dados. Por meio deste software foi possível configurar e capturar os sinais cardíacos pelo sistema de aquisição e após os sinais serem digitalizados e salvos, eles serviam como entrada para o *script* de processamento, e assim, o resultado com o vetor magnitude pôde ser exibido na interface deste software.

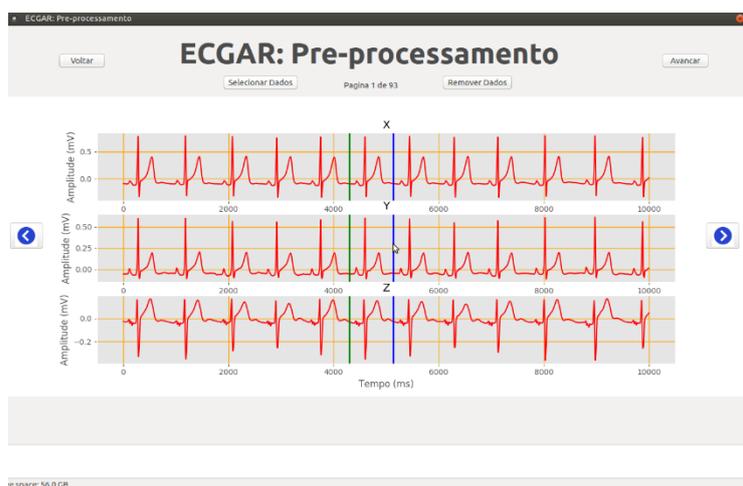
A Figura 46 –(a) mostra a tela de aquisição dos sinais, onde foi controlado o hardware e utilizado o *script* do sistema de aquisição. Em seguida na 46-(b) os sinais foram convertidos para o padrão XYZ e com a remoção do *base-line drift* e das altas frequências. E por fim em 46-(c) é mostrado o sinal resultante com os parâmetros de diagnóstico.

Figura 46 – (a) Tela de aquisição (b) Tela de pré-processamento. (c) Tela de resultado

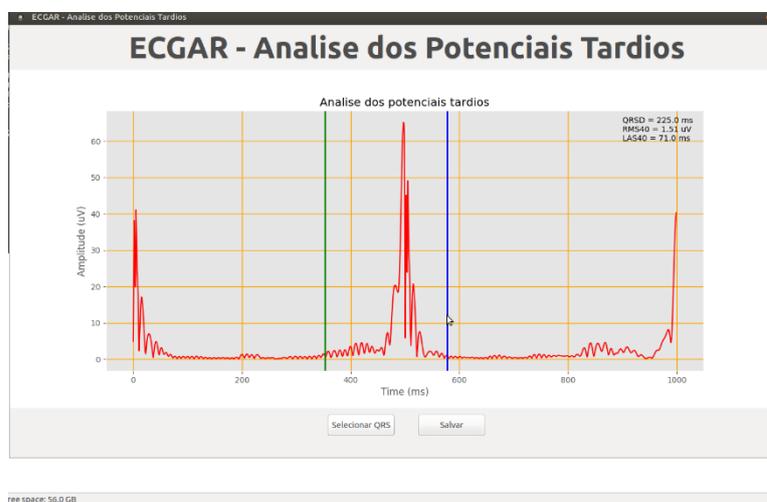
(a)



(b)



(c)



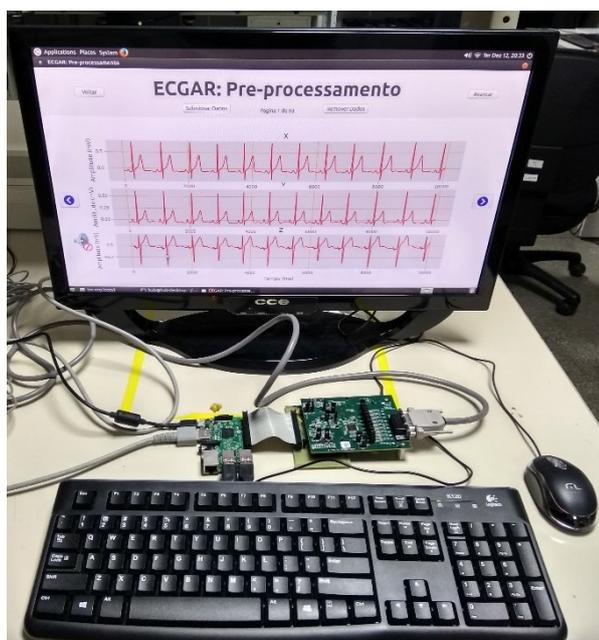
Fonte: (Elaborada pelo autor, 2017)

4 TESTES E RESULTADOS OBTIDOS

Com a integração dos dispositivos e implementação dos métodos apresentados neste trabalho, obteve-se como resultado o protótipo de obtenção dos PTAVs ilustrado na Figura 47. Como pode ser observado a concepção deste protótipo contempla os aspectos de hardware e software.

E pode-se destacar o fato de que o sistema todo é *open-source* e de baixo custo relativo aos equipamentos presentes no mercado, pois concentra seu comando e processamento na plataforma Raspberry Pi, rodando um sistema operacional livre, onde é apenas necessário a conexão com dispositivos periféricos tradicionais (monitor, teclado e *mouse*) para utilizá-lo.

Figura 47 – Protótipo de ECGAR desenvolvido



Fonte: (Elaborada pelo autor, 2017)

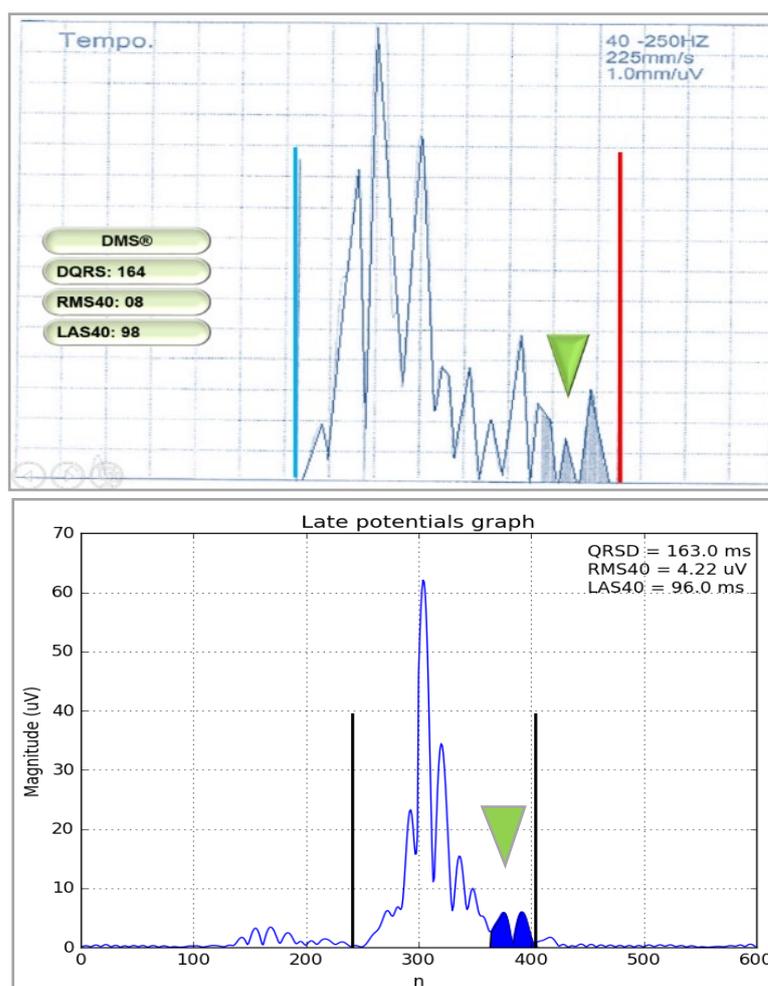
Neste protótipo, além de processar diretamente o biossinal adquirido, é possível salvá-lo, juntamente com os resultados obtidos, seja para posterior análise, para ser compartilhado na discussão de um diagnóstico ou para atividades de ensino.

Com o protótipo finalizado, foram realizados testes em pacientes em uma clínica de arritmias, em parceria com cardiologistas, onde o intuito foi avaliar e comparar os resultados apresentados pelo protótipo tomando como referência o aparelho comercial da DMS disponível na clínica.

Os testes foram realizados em 3 pacientes, seleccionados pelos médicos. Primeiramente o paciente passava pelo aparelho da clínica e logo após pelo protótipo desenvolvido. E dessa forma foi possível fazer comparações por inspeção supervisionado pelos médicos.

A Figura 48 mostra o resultado de um dos pacientes, que no caso apontou positivo para PTAVs, em comparação ao laudo gerado pelo aparelho de ECGAR da clínica.

Figura 48 – Comparação entre os sinais resultantes



Fonte: (Elaborada pelo autor, 2017)

Com este resultado, ficou evidente a proximidade dos parâmetros e do sinal resultante em relação ao laudo do aparelho comercial. Portanto, mesmo tendo sido testado em um número muito pequeno de pacientes, os resultados se mostraram bastante promissores.

CONCLUSÃO

Com os resultados obtidos no desenvolvimento deste projeto conclui-se que é possível desenvolver um protótipo de eletrocardiograma de alta resolução de baixo custo que auxilie no diagnóstico de cardiopatias, uma vez que o sistema se mostrou bastante viável, sem apresentar falhas significativas, levando em consideração a hipótese levantada de considerar um sistema hardware e software, englobando desde a aquisição dos bio-sinais na superfície da pele até a visualização dos dados relacionados em uma interface gráfica.

O protótipo mostrou-se uma solução bastante acessível devido à sua característica de baixo custo e *open-source* que oferece uma alternativa exclusiva na realização do método de ECGAR, visando a contribuição para o ensino e formação de profissionais na área e para a pesquisa de cunho biomédico dessa forma favorecendo o desenvolvimento da ciência.

Algumas análises preliminares do protótipo foram conduzidas sob a supervisão de cardiologistas, comparando os valores obtidos com este protótipo com dados de alternativas comerciais. Até o momento, estes resultados se mostram satisfatórios, o que motiva a realização de estudos posteriores até a completa validação do protótipo proposto.

Este projeto teve algumas limitações que dificultaram o desenvolvimento mais rápido e menos custoso, como a ausência do ADS1298 em lojas nacionais, e a falta de referências bibliográficas do uso deste dispositivo com outros sistemas microprocessados. A inexistência de um banco de sinais cardíacos que atendesse a todos os pré-requisitos do algoritmo de processamento e a dificuldade de coleta de mais dados de pacientes em clínica, devido principalmente às incompatibilidades de horários de todos os envolvidos e falta de material para ter um outro protótipo dedicado a esta função.

Este trabalho abre ainda a possibilidade de continuidade, onde uma placa de circuito impresso dedicada ao padrão das derivações de Frank possa ser projetada para o sistema de aquisição, além do aprimoramento do processamento de obtenção dos PTAVs como, automatizar a detecção dos complexos QRSs e determinação da batida modelo, assim como na medição do nível de ruído presente no sinal. E para validar o protótipo, realizar análises estatísticas a respeito dos resultados da coleta de uma quantidade significativa de pacientes.

REFERÊNCIAS

- BENCHIMOL-BARBOSA, P. R. **Análise dos Potenciais Tardios da Ativação Ventricular Baseada no Histograma de Intervalos RR**. 125p. Tese de M Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 1997b.
- BERBARI, E. J. Principles of Electrocardiography. In: BRONZINO, J. D. **The Biomedical Engineering Handbook**. 2 ed. Estados Unidos: CRC, 2000. p. 100-130.
- BERBARI, Edward J.; STEINBERG, Jonathan S. **A Pratical Guide to the Use of the High-Resolution Electrocardiogram**. 1 ed. Estados Unidos: Futura Publising Company, 2000.
- BRONZINO, Joseph D. **Biomedical Engineering Handbook**. 2.ed. United States of America: CRC Press, 2007.
- DEMIR, S. S. *Cardiac Action Potentials*. In: AKAY, M. **Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering**. Estados Unidos: John Wiley & Sons, 2006. p. 712-721.
- DIGI-KEY. **Texas Instruments ADS1298EGFE-PDK**. Disponível em: <<https://www.wikihow.com/Calculate-Heart-Rate-from-ECG>>. Acesso em: 1 abr. 2017.
- DMS BRASIL. **Produtos – Holter - Gravadores**. 2009. Disponível em: <<http://www.dmsbrasil.com/modules.php?name=Gravadores>>. Acesso em: 10 abr. 2017.
- DOWER, G. E. *A lead synthesizer for the Frank system to simulate the standard 12-lead electrocardiogram*. **J Electrocardiology**. Estados Unidos; v. 1, n. 1, p. 101-116, jan. 1968.
- EBAH. **Anatomia e fisiologia do coração**. Disponível em: <<http://www.ebah.com.br/content/ABAAAAjMgAD/eletrocardiograma>>. Acesso em: 10 abr. 2017.
- EMBARCADOS. **Comunicação SPI – parte 1**. Disponível em: <<https://www.embarcados.com.br/spi-parte-1/>>. Acesso em: 23 set. 2017.
- FOTIADIS, D. I. et al. Electrocardiogram (ECG): Automated Diagnosis. In: AKAY, M. Wiley. **Encyclopedia of Biomedical Engineering**. 2 ed. Estados Unidos: John Wiley & Sons, 2006. p. 1259-1275.
- FRANK, E. **An accurate, clinically practical system for spatial vectorcardiography**. Vol. 13. Estados Unidos: Circulation, 1956. p. 737-749
- GALIX BIOMEDICAL. **Gravador de ECG Holter Digital em 3 Canais Reais**. Manual de Instrução. São Paulo, 2007.
- GOMIS, P.; JONES, D. L.; CAMINAL, P. Analysis of abnormal signals within the QRS complex of the high-resolution electrocardiogram. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**. v. 44, n. 8, p. 681-693, mar. 1997.
- GUILLEM, M. S.; SAHAKIAN, A. V.; SWIRYN, S. Derivation of Orthogonal Leads from the 12-Lead ECG. Accuracy of a Single Transform for the Derivation of Atrial and

Ventricular Waves. **Computers in Cardiology**. Estados Unidos; v. 33, n. 33, p. 249-252, jan. 2006.

HC11A8_SPI. **Serial Peripheral Interface**. Disponível em: <http://ee.hawaii.edu/~tep/EE491E/Notes/HC11A8/HC11A8_SPI.pdf>. Acesso em: 25 nov. 2017.

HOBBIE, R. K.; ROTH, B. J. **Intermediate Physics for Medicine and Biology**. 4 ed. Estados Unidos: Springer Science + Business Media, 2007.

INNOVATION LABS. **Programming with Streams**. Disponível em: <<https://ocw.cs.pub.ro/courses/iot/labs/04>>. Acesso em: 20 out. 2017.

KNAUER. **How to deal with a baseline drift?** Disponível em: <<http://www.knauer.net/en/knowledge/faq/detail/1037-how-to-deal-with-a-baseline-drift/>>. Acesso em: 12 abr. 2017.

MALIK, M.; KULAKOWSKI, P.; POLONIECKI, J.. Frequency versus time domain analysis of signal-averaged electrocardiograms. I. Reproducibility of the results. **Journal of the American College of Cardiology**. Estados Unidos; v. 20, n. 1, p. 127-134, jul. 1992.

MANUAL MSD. **Coração**. 2017. Disponível em: <<http://www.msmanuals.com/pt-br/casa/disturbios-do-coracao-e-dos-vasos-sanguineos/biologia-do-coracao-e-dos-vasos-sanguineos/coracao>>. Acesso em: 3 abr. 2017.

MEDICALMED. **Cabo de ECG 10 vias**. Disponível em: <<https://www.wikihow.com/Calculate-Heart-Rate-from-ECG>>. Acesso em: 10 jul. 2017.

NARAYANASWAMY, S. **High Resolution Electrocardiography**. Indian Pacing and Electrophysiology Journal, p. 50-56, Fevereiro 2002.

NAZERAN, H. Computers in Electrocardiography. **Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation**. Estados Unidos; v. 3, n. 2, p. 34-53, mar. 2006.

OKIN, P. M.; STEIN, K. M.; LIPPMAN, N. Performance of the signal-averaged electrocardiogram: Relation to baseline QRS duration. **American Heart Journal**. v. 129, n. 5, p. 932-940, mar. 1995.

PORTO, Celmo Celso. **Doenças do Coração: Prevenção e Tratamento**. 1 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998.

REGAZZI, Rogério Dias; PEREIRA, Paulo Sérgio; SILVA JR., Manoel Feliciano. **Soluções práticas de instrumentação e automação**: utilizando a programação gráfica LabVIEW. Rio de Janeiro: KWG Gráfica, 2005.

R&D MEDIQ. **Budget Product R&D**. Disponível em: <<https://www.rdmediq.com.br/en/budget>>. Acesso em: 20 out. 2017.

RHOADES, Rodney A.; TANNER, George A. **Fisiologia Médica**. 2 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005.

SIMSON, M. B.; MACFARLANE, P. W. The signal-averaged electrocardiogram. In: MACFARLANE, P. W.; LAWRIE, T. D. W. **Comprehensive Eletrocardiology. Theory and Practice in Helth and Disease**. 2 ed. New York: Pergamon Press, 1989. p. 1199-1218.

SIMSON, M. B. *Use of the signal in terminal QRS complex tp indentify patients with ventricular tachycardia after myocardial infarction*. *Circulation*, v. 64, pp. 235-242, 1981.

SOCESP. **História da Cardiologia**. 2016. Disponível em: <http://www.soces.org.br/download/historia_cardiologia.pdf>. Acesso em: 1 abr. 2017.

SRDC. *What is the role of ECG?* Disponível em: <<http://srdclabs.com/echo-ecg-and-treadmill-test/>>. Acesso em: 8 abr. 2017.

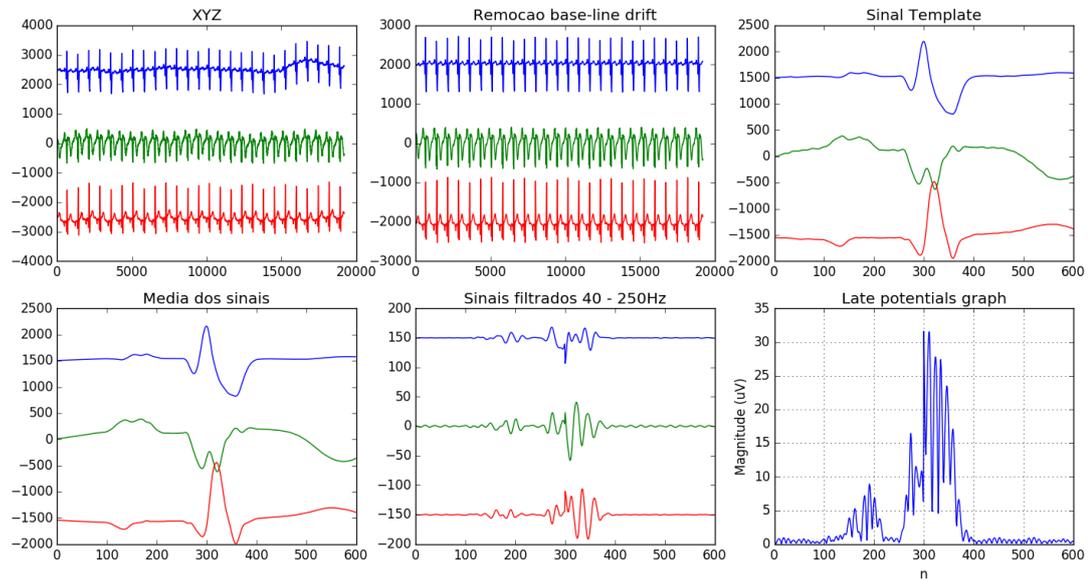
TEXAS INSTRUMENTS. **ADS1298**. Disponível em: < <https://www.wikihow.com/Calculate-Heart-Rate-from-ECG>>. Acesso em: 15 out. 2017.

TIT PETRIC. *Raspberry PI 3 build status indicator*. Disponível em: <<https://scene-si.org/2016/07/19/building-your-own-build-status-indicator-with-golang-and-rpi3/>>. Acesso em: 15 nov. 2017.

WIKIHOW. *How to calculate heart rate from ECG*. Disponível em: <<https://www.wikihow.com/Calculate-Heart-Rate-from-ECG>>. Acesso em: 1 abr. 2017.

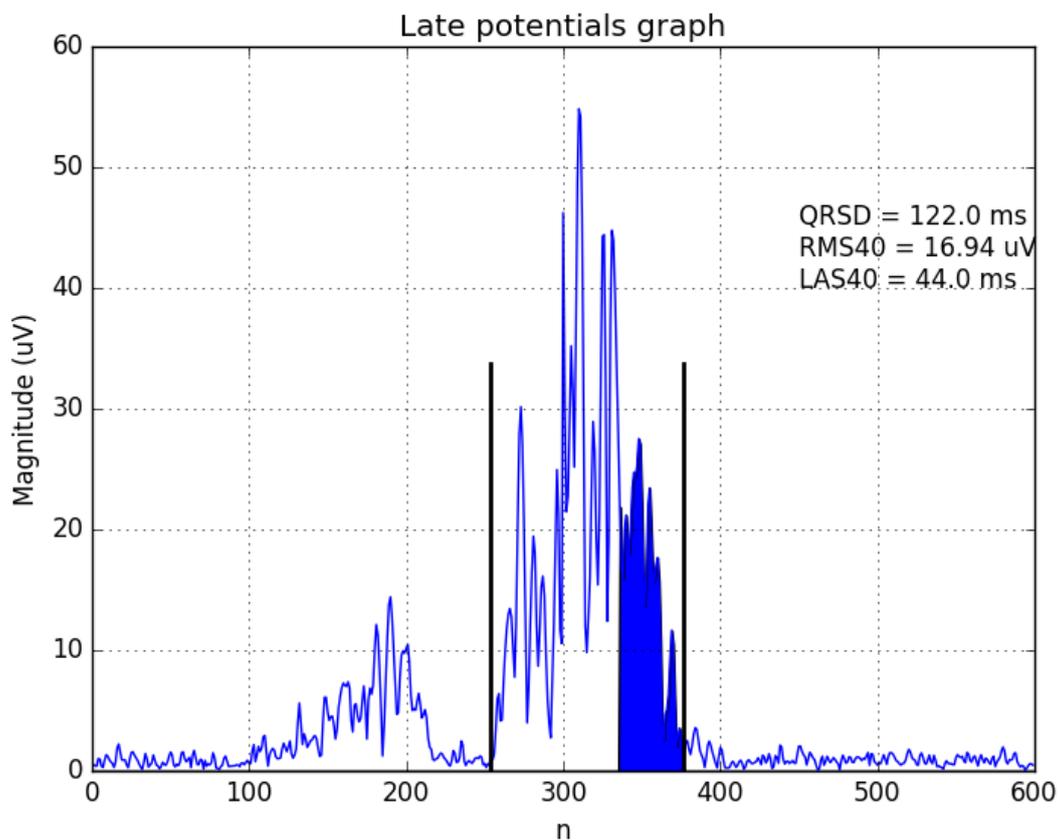
APÊNDICE A – ETAPAS DE PROCESSAMENTO COM BANCO DE SINAIS

Figura 49 – Etapas do processamento do paciente 1



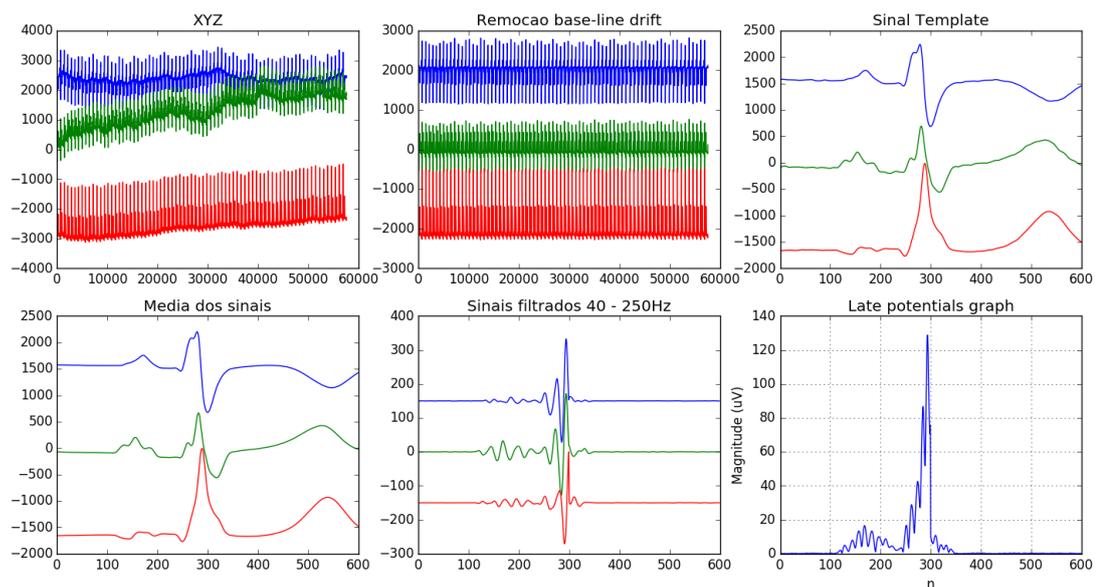
Fonte: (Elaborada pelo autor, 2017)

Figura 50 – Sinal resultante do algoritmo de processamento do paciente 1



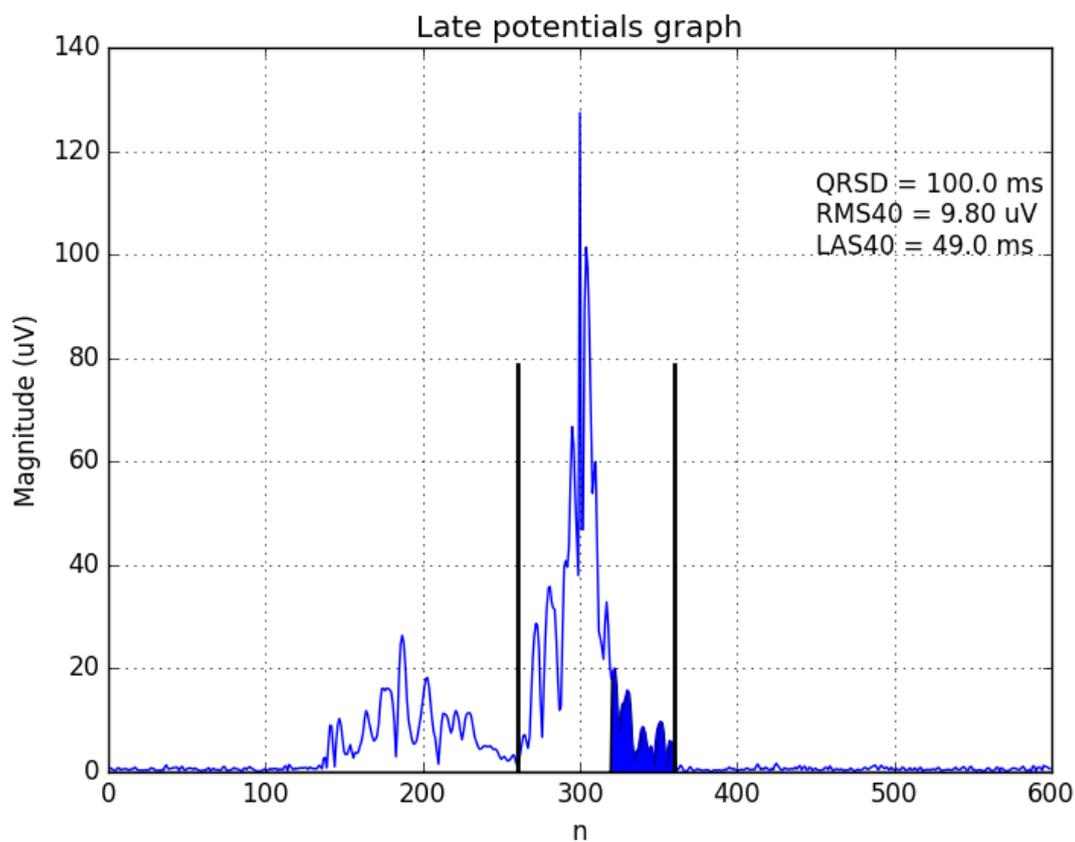
Fonte: (Elaborada pelo autor, 2017)

Figura 51 – Etapas do processamento do paciente 2



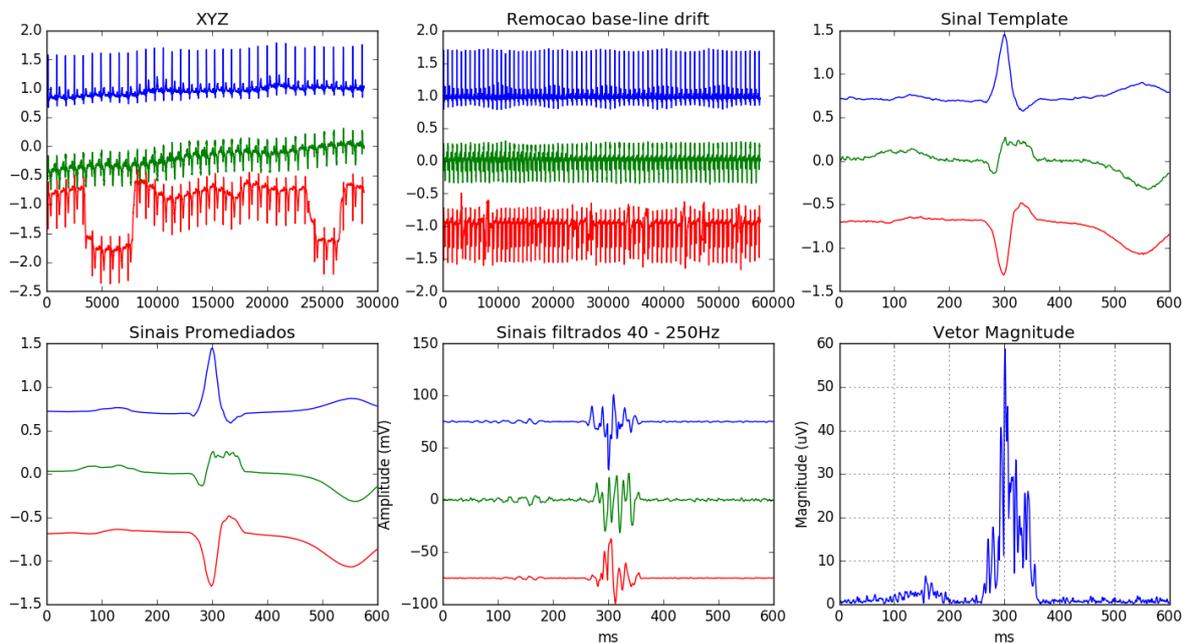
Fonte: (Elaborada pelo autor, 2017)

Figura 52 – Sinal resultante do algoritmo de processamento do paciente 2



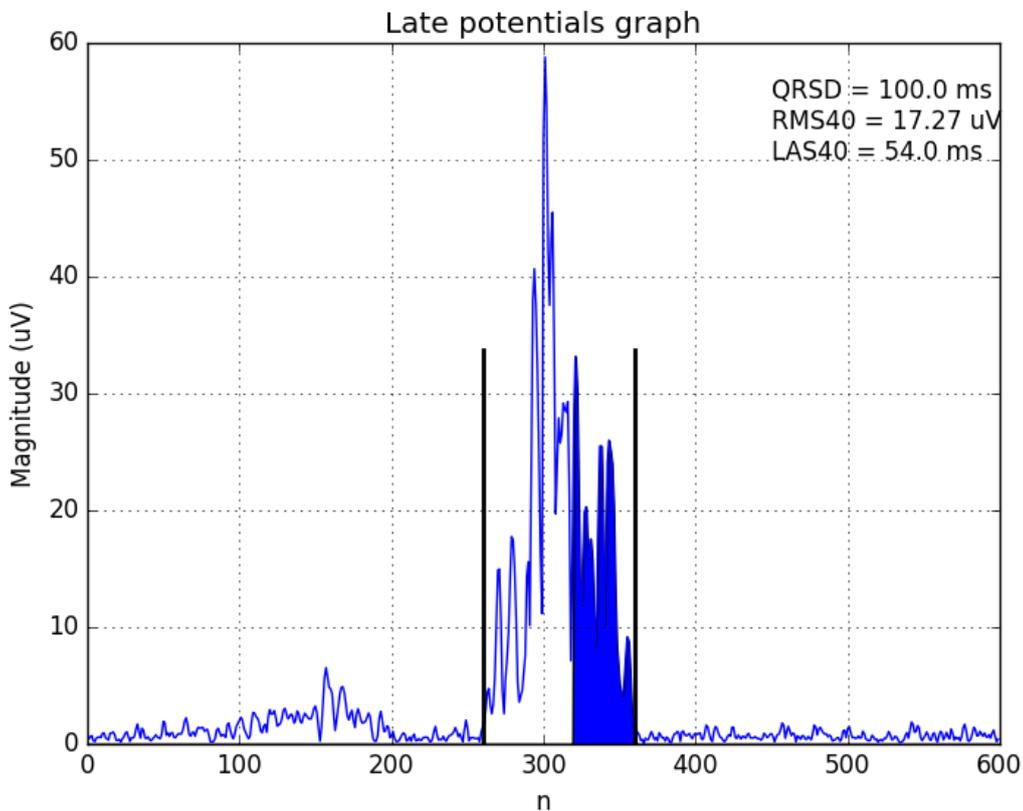
Fonte: (Elaborada pelo autor, 2017)

Figura 53 – Etapas do processamento do paciente 3



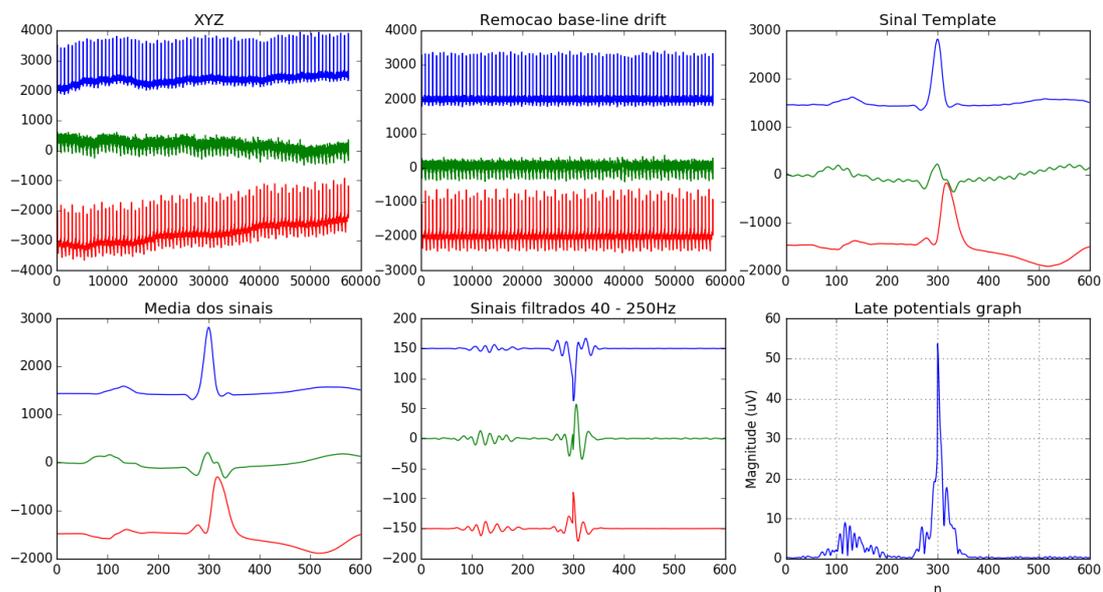
Fonte: (Elaborada pelo autor, 2017)

Figura 54 – Sinal resultante do algoritmo de processamento do paciente 3



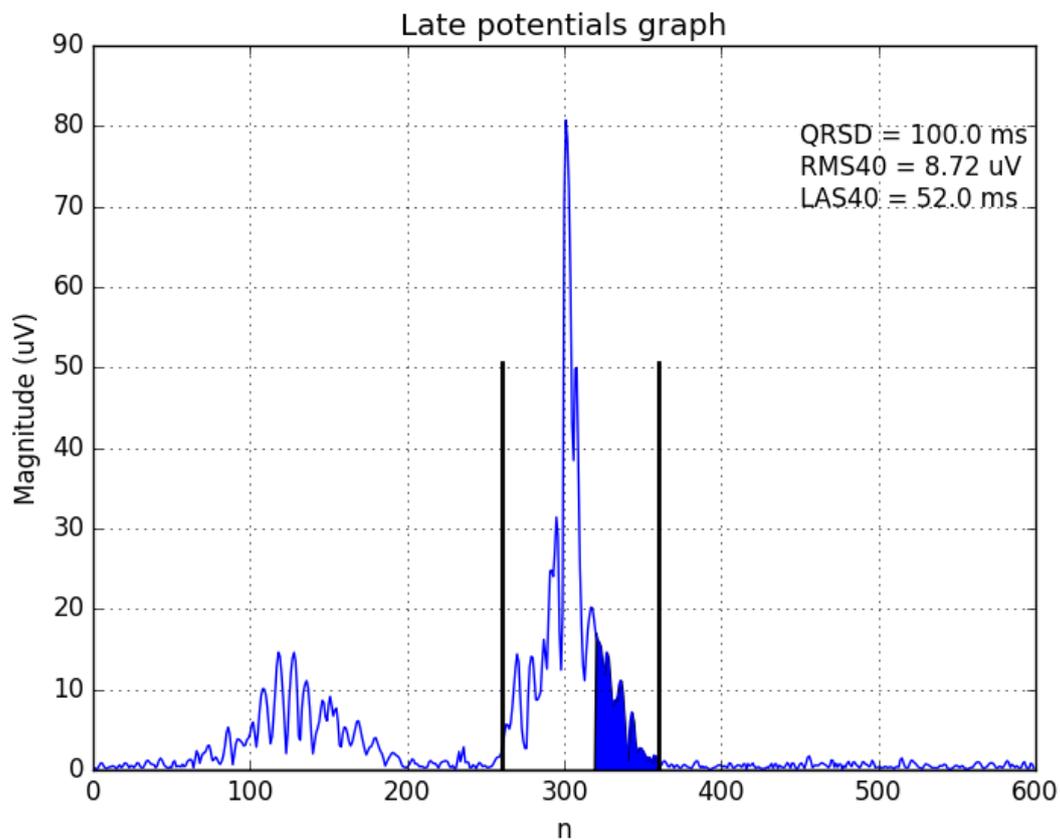
Fonte: (Elaborada pelo autor, 2017)

Figura 55 – Etapas do processamento do paciente 4



Fonte: (Elaborada pelo autor, 2017)

Figura 56 – Sinal resultante do algoritmo de processamento do paciente 4



Fonte: (Elaborada pelo autor, 2017)

APÊNDICE B – SCRIPT DO SISTEMA DE AQUISIÇÃO

```
#####
#####
#####IMPORTACAO DAS
BIBLIOTECAS#####
#####
#####

import RPi.GPIO as GPIO #Biblioteca para utilizar a interface GPIO do
Raspberry Pi
from periphery import SPI #Biblioteca para utilizar a interface SPI do
Raspberry Pi
import time #Biblioteca para aplicar as pausas em microsegundos
import matplotlib.pyplot as plt #Biblioteca utilizada para plotar os
resultados

PIN_CS = 36 #Pino de SPI CS
PIN_START = 37 #Pino de SPI START
PIN_DRDY = 38 #Pino de SPI DRDY
PIN_RESET = 40 #Pino de RESET

def adc_send_command(spi, cmd): #Funcao para envio dos comandos
    GPIO.output(PIN_CS, 0)
    spi.transfer([cmd])
    time.sleep(2e-6)
    GPIO.output(PIN_CS, 1)
    time.sleep(10e-6)

def adc_wreg(spi, reg, val): #Funcao de leitura dos registros
    GPIO.output(PIN_CS, 0)
    spi.transfer([0x40+reg])
    spi.transfer([0])
    out = spi.transfer([val])
    time.sleep(10e-6)
    GPIO.output(PIN_CS, 1)

#####
#####
#####CONFIGURACOES
INICIAIS#####
#####
#####
GPIO.setmode(GPIO.BOARD) #A referencia utilizada para a numeracao dos pinos
e a mesma que esta impressa na placa
GPIO.setup(PIN_START, GPIO.OUT) #Define o pino PIN_START como pino de saída
GPIO.setup(PIN_RESET, GPIO.OUT) #Define o pino PIN_RESET como pino de saída
GPIO.setup(PIN_CS, GPIO.OUT) #Define o pino PIN_CS como pino de saída
GPIO.setup(PIN_DRDY, GPIO.IN, pull_up_down = GPIO.PUD_UP) #Define o pino
PIN_DRDY como pino de entrada com um resistor de pull-up
GPIO.output(PIN_START, 0) #Inicia o pino START com o valor 0
GPIO.output(PIN_CS, 1) #Inicia o pino CS com o valor 1
GPIO.output(PIN_RESET, 0) #Reinicia o ADS1298
time.sleep(1)
GPIO.output(PIN_RESET, 1)
spi = SPI("/dev/spidev0.0", 0, 2000000) #Inicia a comunicacao SPI com uma
frequencia de clock de 2MHz
spi.mode = 1
time.sleep(1)
```

```
adc_send_command(spi, 0x11) #Envia o comando SDATEC
time.sleep(0.1)
```

```
#####
#####
#####CONFIGURACAO DOS
REGISTRADORES#####
#####
#####
# CONFIG1
adc_wreg(spi, 0x01, 0x85)
# CONFIG2
adc_wreg(spi, 0x02, 0x00)
# CONFIG3
adc_wreg(spi, 0x03, 0xDC)
# CH1SET
adc_wreg(spi, 0x05, 0x00)
# CH2SET
adc_wreg(spi, 0x06, 0x00)
# CH3SET
adc_wreg(spi, 0x07, 0x00)
# CH4SET
adc_wreg(spi, 0x08, 0x00)
# CH5SET
adc_wreg(spi, 0x09, 0x00)
# CH6SET
adc_wreg(spi, 0x0A, 0x00)
# CH7SET
adc_wreg(spi, 0x0B, 0x00)
# CH8SET
adc_wreg(spi, 0x0C, 0x00)
# RLD_SENSP
adc_wreg(spi, 0x0D, 0x06)
# RLD_SENSN
adc_wreg(spi, 0x0E, 0x02)
#WCT1
adc_wreg(spi, 0x18, 0x0A)
#WCT2
adc_wreg(spi, 0x19, 0xE3)
```

```
#####
#####
#####LEITURA DOS
DADOS#####
#####
#####
while True:
    R = []
    m = [[], [], [], [], [], [], [], []]
    pacote = 27 * [0]
    adc_send_command(spi, 0x08) #Envia o comando START
    adc_send_command(spi, 0x10) #Envia o comando RDATEC
    N = 0
    while N < 10000: #Repete-se o processo ate ler 10000 amostras
        if GPIO.input(PIN_DRDY) == 0: #Espera o pino DRDY ir para o
nível baixo
            #Processo de leitura de uma amostra
            GPIO.output(PIN_CS, 0)
            R += spi.transfer(pacote)
            GPIO.output(PIN_CS, 1)
```

```
        N += 1
    adc_send_command(spi, 0x0A) #Envia o comando STOP
    for i in range(0, N):
        x = 27*i
        for j in range(1, 9):
            m[j-1].append((R[x+j*3] << 16) + (R[x+j*3+1] << 8) +
R[x+j*3+2]) #Conversao dos bytes lidos para os valores de cada canal

    #Plotagem dos graficos
    f, arr = plt.subplots(4,2)
    arr[0, 0].plot(m[0])
    arr[0, 1].plot(m[1])
    arr[1, 0].plot(m[2])
    arr[1, 1].plot(m[3])
    arr[2, 0].plot(m[4])
    arr[2, 1].plot(m[5])
    arr[3, 0].plot(m[6])
    arr[3, 1].plot(m[7])
    plt.show()
time.sleep(1)
spi.close()
GPIO.cleanup()
```

APÊNDICE C – *SCRIPT* DO ALGORITMO DE PROCESSAMENTO

```

import numpy as np
import scipy.signal as scisig
import wfdb
import csv

class ECGAR(object):

    def __init__(self):
        pass

    def read_files(self, path, type_file):
        pass

    def convert_to_xyz(self, type_name, sig):

        print 'xyz'
        x = []
        y = []
        z = []
        signals = np.array(sig)
        if type_name == 'Dower':

            x = (-0.172*signals[0] - 0.073*signals[1] + 0.122*signals[2] +
                0.231*signals[3] + 0.239*signals[4]
                + 0.193*signals[5] + 0.156*signals[6] - 0.009*signals[7])

            y = (0.057*signals[0] - 0.019*signals[1] - 0.106*signals[2] -
                0.022*signals[3] + 0.040*signals[4]
                + 0.048*signals[5] - 0.227*signals[6] + 0.886*signals[7])

            z = (-0.228*signals[0] - 0.310*signals[1] - 0.245*signals[2] -
                0.063*signals[3] + 0.054*signals[4]
                + 0.108*signals[5] + 0.021*signals[6] + 0.102*signals[7])

        elif type_name == 'PLSV':

            x = (-0.172*signals[0] - 0.073*signals[1] + 0.122*signals[2] +
                0.231*signals[3] + 0.239*signals[4]
                + 0.193*signals[5] + 0.156*signals[6] - 0.009*signals[7])

            y = (0.057*signals[0] - 0.019*signals[1] - 0.106*signals[2] -
                0.022*signals[3] + 0.040*signals[4]
                + 0.048*signals[5] - 0.227*signals[6] - 0.886*signals[7])

            z = (-0.228*signals[0] - 0.310*signals[1] - 0.245*signals[2] -
                0.063*signals[3] + 0.054*signals[4]
                + 0.108*signals[5] + 0.021*signals[6] + 0.102*signals[7])

        elif type_name == 'QLSV':

            x = (-0.172*signals[0] - 0.073*signals[1] + 0.122*signals[2] +
                0.231*signals[3] + 0.239*signals[4]
                + 0.193*signals[5] + 0.156*signals[6] - 0.009*signals[7])

            y = (0.057*signals[0] - 0.019*signals[1] - 0.106*signals[2] -
                0.022*signals[3] + 0.040*signals[4]
                + 0.048*signals[5] - 0.227*signals[6] - 0.886*signals[7])

```

```

z = (-0.228*signals[0] - 0.310*signals[1] - 0.245*signals[2] -
0.063*signals[3] + 0.054*signals[4]
+ 0.108*signals[5] + 0.021*signals[6] + 0.102*signals[7])

converted_signals = [x, y, z]
with open('/ECGAR/Subject1/teste_write.csv', 'wb') as csvfile:
    spamwriter = csv.writer(csvfile, delimiter=',')
    for i in range(0, len(x)):
        spamwriter.writerow([x[i], y[i], z[i]])

return converted_signals

""" param = [fsamp, delta, Rp, Rs] """
def remove_base_line_drift(self, param, sig):
    print 'base-line'
    fsamp = float(param[0])
    delta = float(param[1])
    Rp = float(param[2])
    Rs = float(param[3])
    fcuts = [.67-delta, .67+delta]
    nhp, Wnhp = scisig.cheb2ord((2.0*fcuts[1])/fsamp,
(2.0*fcuts[0])/fsamp, Rp, Rs)
    b1, a1 = scisig.cheby2(nhp, Rs, Wnhp, 'high')
    x = scisig.lfilter(b1, a1, sig[0][::-1], axis=0)
    y = scisig.lfilter(b1, a1, sig[1][::-1], axis=0)
    z = scisig.lfilter(b1, a1, sig[2][::-1], axis=0)

    x = scisig.lfilter(b1, a1, x[::-1], axis=0)
    y = scisig.lfilter(b1, a1, y[::-1], axis=0)
    z = scisig.lfilter(b1, a1, z[::-1], axis=0)

    base_line_drift_signals = [x, y, z]

    return base_line_drift_signals

""" param = [fsamp, delta, Rp, Rs] """
def remove_high_frequency_noise(self, param, sig):

    fsamp = param[0]
    delta = param[1]
    Rp = param[2]
    Rs = param[3]
    fcuts = [430-delta, .160+delta]
    nlp, Wnlp = scisig.cheb2ord((2.0*fcuts[0])/fsamp,
(2.0*fcuts[1])/fsamp, Rp, Rs)
    b2, a2 = scisig.cheby2(nlp, Rs, Wnlp, 'low')

    x = scisig.lfilter(b2, a2, sig[0][::-1], axis=0)
    y = scisig.lfilter(b2, a2, sig[1][::-1], axis=0)
    z = scisig.lfilter(b2, a2, sig[2][::-1], axis=0)

    x = scisig.lfilter(b2, a2, x[::-1], axis=0)
    y = scisig.lfilter(b2, a2, y[::-1], axis=0)
    z = scisig.lfilter(b2, a2, z[::-1], axis=0)

    remove_high_frequency_noise_signals = [x, y, z]

    return remove_high_frequency_noise_signals

def cross_correlation(self, sig, fs=1000.0, adcgain=1000.0, adczero=0):

```

```

        peaks_indexes = wfdb.processing.gqrs_detect(x=sig[0], frequency=fs,
        adcgain=adcgain, adczero=adczero, threshold=1.0)
        print peaks_indexes[0]
        min_bpm = 10
        max_bpm = 350
        min_gap = fs*60/min_bpm
        max_gap = fs*60/max_bpm
        new_indexes = wfdb.processing.correct_peaks(x=sig[0],
        peaks_indexes=peaks_indexes, min_gap=min_gap, max_gap=max_gap,
        smooth_window=150)
        template_x = sig[0][new_indexes[0]-500:new_indexes[0]+500]
        template_y = sig[0][new_indexes[0]-500:new_indexes[0]+500]
        template_z = sig[0][new_indexes[0]-500:new_indexes[0]+500]
        t1 = int(new_indexes[0]-500)
        t2 = int(new_indexes[0]+500)
        #t1 = int(200)
        #t2 = int(1199)
        x = sig[0][t1:t2]
        w = np.correlate(sig[0], template_x)
        print len(w), len(sig[0])
        t = np.linspace(0, len(x)-1, len(x))
        print x.shape

    return w

""" param = [trhesh_const] """
def mean_signals(self, threshold, sig, sig_cor):

    w = sig_cor
    thresh_const = float(threshold)
    index = []
    thresh = thresh_const*(w[0:5000].max())

    start = 1

    for i in range(start, len(w)-1):
        if ((w[i] > thresh) and (w[i] > w[i-1]) and (w[i] >
w[i+1]))):
            index.append(i)

    lint = 1000
    ave1 = np.zeros(lint)
    ave2 = np.zeros(lint)
    ave3 = np.zeros(lint)
    counter = 0
    print index
    for i in range(1, len(index)):
        k = index[i]
        if k+lint <= 1000000:
            ave1 += sig[0][k:k+lint]
            ave2 += sig[1][k:k+lint]
            ave3 += sig[2][k:k+lint]
            counter += 1

    ave1 = ave1/counter
    ave2 = ave2/counter
    ave3 = ave3/counter

    print counter

```

```

sig1 = ave1
sig2 = ave2
sig3 = ave3

mean_signals = [sig1, sig2, sig3]
return mean_signals

""" param = [fsamp, order, fcut1, fcut2, type_filter, fiducial_point]
"""
def butterworth(self, param, sig):

    fsamp = float(param[0])
    order = float(param[1])
    fcut1 = float(param[2])
    fcut2 = float(param[3])
    type_filter = str(param[4])
    fiducial_point = int(param[5])

    B, A = scisig.butter(order, [fcut1/(fsamp/2), fcut2/(fsamp/2)],
type_filter)

    b1 = scisig.lfilter(B,A,sig[0][:fiducial_point:-1])
    b2 = scisig.lfilter(B,A,sig[1][:fiducial_point:-1])
    b3 = scisig.lfilter(B,A,sig[2][:fiducial_point:-1])

    b1 = b1[::-1]
    b2 = b2[::-1]
    b3 = b3[::-1]

    b11 = scisig.lfilter(B,A,sig[0][0:fiducial_point])
    b22 = scisig.lfilter(B,A,sig[1][0:fiducial_point])
    b33 = scisig.lfilter(B,A,sig[2][0:fiducial_point])

    c1 = np.hstack((b11,b1))
    c2 = np.hstack((b22,b2))
    c3 = np.hstack((b33,b3))

    butterworth_signals = [c1, c2, c3]

    return butterworth_signals

def vector_magnitude(self, sig):

    print 'VM'
    VM =
np.sqrt(np.square((sig[0]))+np.square((sig[1]))+np.square((sig[2])))

    return VM

```