

Projeto e implementação de SW de extração de parâmetros de sinais de ECG em plataforma FRDM-KL25Z

Design and implementation of SW for extracting ECG signals parameters using the FRDM-KL25Z platform

RESUMO

Alexandre de Oliveira Júnior
alexandrejunior.2016@alunos.utfpr.edu.br
Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Campo Mourão, Paraná, Brasil

Eduardo Giometti Bertogna
ebertonha@gmail.com
Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Campo Mourão, Paraná, Brasil

Arritmias cardíacas são distúrbios extremamente comuns em pessoas que apresentam problemas e doenças cardiovasculares e sua detecção pode ser feita através de eletrocardiogramas (ECG), todavia, para que as arritmias sejam registradas elas devem ocorrer durante a realização da eletrocardiografia em um consultório médico. Este trabalho teve por objetivo a concepção de um algoritmo de parametrização de sinais de ECG fazendo uso da plataforma de desenvolvimento microcontrolada FRDM-KL25Z. O estudo do uso de microcontroladores para detecção de arritmias cardíacas, possibilita o futuro desenvolvimento de equipamentos de baixo custo para serem utilizados como auxiliares por pacientes que optem por serviços de *home care*, ou mesmo para que possam ser empregados em leitos hospitalares. Através do código desenvolvido foi possível determinar a duração dos intervalos RR, ST, PR, QRS e QT, dos segmentos ST e PR e as amplitudes das ondas P, R e T de um sinal de ECG.

PALAVRAS-CHAVE: Eletrocardiografia. Microcontroladores. Processamento de sinais.

ABSTRACT

Cardiac arrhythmias are extremely common disorders in people who have cardiovascular problems and diseases and their detection can be done through electrocardiograms (ECG), however, for the arrhythmias to be registered they must occur during the realization of the electrocardiography in a doctor's office. This work aimed at the design of an ECG signal parameterization algorithm using the FRDM-KL25Z microcontrolled development board. The study of the use of microcontrollers for the detection of cardiac arrhythmias enables the future development of low cost equipment to be used. Used as assistants by patients who choose for home care services, or even for use in hospital beds. Through the developed code it was possible to determine the duration of the RR, ST, PR, QRS and QT intervals, of the ST and PR segments and amplitudes of the P, R and T waves of an ECG signal.

KEYWORDS: Electrocardiography. Microcontrollers. Signal processing.

Recebido: 19 ago. 2020.

Aprovado: 01 out. 2020.

Direito autoral: Este trabalho está licenciado sob os termos da Licença Creative Commons-Atribuição 4.0 Internacional.



INTRODUÇÃO

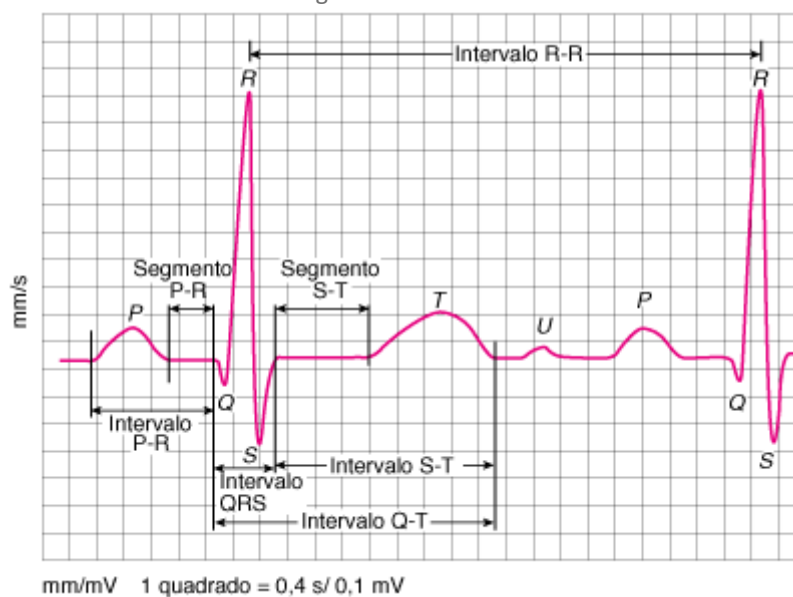
Arritmias são distúrbios cardíacos comuns originados pela alteração da frequência ou do ritmo dos batimentos do coração, algo extremamente comum em doenças cardiovasculares, que colocam em risco a vida das pessoas que as possuem, sendo inclusive uma das maiores causas de óbitos ao redor do mundo. O monitoramento de arritmias por meio de eletrocardiograma (ECG) possibilita um tratamento preventivo mais adequado, minimizando o risco de morte (ROGAL JÚNIOR, 2008, p. 1).

O eletrocardiograma representa a atividade elétrica do coração, obtido a partir do posicionamento de eletrodos no tórax, braços e pernas do paciente. Durante um batimento cardíaco, um impulso elétrico viaja pelo coração, o que acaba por determinar o ritmo e a frequência em que o sangue é bombeado pelo corpo (SÖRNMO; LAGUNA, 2005, p. 11).

Um sinal de ECG normalmente é subdividido em três partes principais, a onda P que representa a despolarização das células atriais do coração, o complexo QRS que indica a despolarização das células ventriculares e, por fim, a onda T que aponta o momento em que as células dos ventrículos são repolarizadas retornando ao estado de repouso (BRAMBILA, 2008, p. 22).

Na Figura 1, é possível observar um sinal de ECG e todas as suas componentes.

Figura 1 – Sinal de ECG



Fonte: Adaptado de Watterson (2017).

Como exposto na Figura 1, existem segmentos e intervalos que auxiliam na análise da onda. Para que um ECG represente uma condição saudável do indivíduo é necessário que se enquadre em uma série de parâmetros (BECKERT NETO, 2009, p. 6-9), a seguir são dispostas algumas dessas características:

- Frequência cardíaca: 60-100 batimentos/min (Intervalo RR: 0,6 s – 1 s);
- Intervalo PR: 0,12 s – 0,20 s;
- Segmento PR: 0,1 s;

- d) Intervalo QRS: 0,04 s – 0,12 s / 0,5 mV < amplitude 1 mV;
- e) Intervalo QT: 0,39 s – 0,42 s;
- f) Onda P: amplitude < 0,25 mV;

Desenvolver um algoritmo que realize a parametrização de um sinal de ECG, fazendo uso de uma plataforma de desenvolvimento microcontrolada, pode auxiliar na detecção de arritmias cardíacas, uma vez que, caso a duração dos intervalos e segmentos fujam dos parâmetros apresentados, há o forte indicativo de que o ECG está fora da normalidade e uma eventual cardiopatia pode ser revelada ao médico cardiologista que procederá o diagnóstico associado ao parâmetro anormal.

De modo geral, os microcontroladores apresentam custos reduzidos, deste modo, sua integração com sensores cardíacos como o módulo *front-end* de ECG AD8232 (ANALOG DEVICES, 2020), pode possibilitar o seu uso em serviços de *home care* ou mesmo na idealização de equipamentos mais acessíveis para leitos hospitalares.

MATERIAL E MÉTODOS

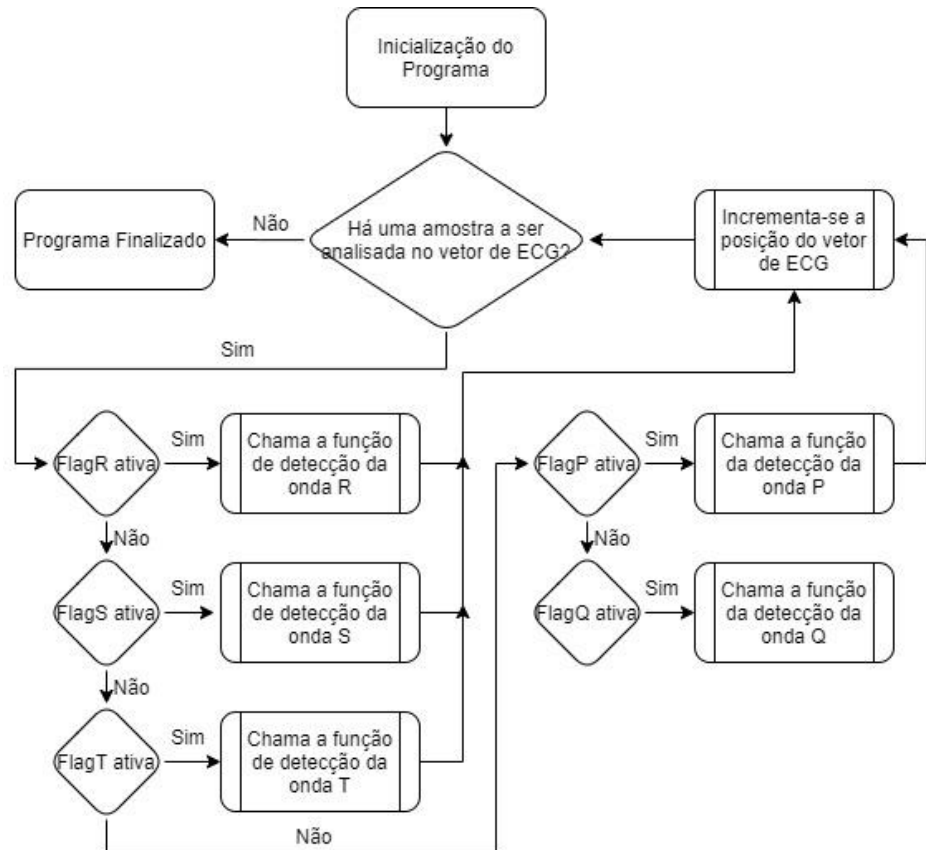
Para o desenvolvimento do algoritmo de parametrização de sinais de eletrocardiograma, utilizou-se o *IDE* (ambiente de desenvolvimento integrado) online Mbed, que é um editor e compilador em nuvem que permite o desenvolvimento de códigos em linguagem C e C++ para microcontroladores de arquitetura ARM (TOULSON; WILMSHURST, 2012).

A fim de realizar a execução do código e processamento dos dados, foi utilizada a plataforma de desenvolvimento microcontrolada FRDM-KL25Z da NPX Semicondutores. Trata-se de uma placa de desenvolvimento com microcontrolador baseado no núcleo ARM Cortex-M0+, capaz de operar em frequência de até 48 MHz, tendo uma memória flash de 128 KB e adaptador serial que permite a comunicação com o dispositivo, além de conversor de Analógico para Digital com resolução de 12 bits (FREESCALER SEMICONDUCTOR, 2012, p. 3).

Como objeto de teste para o algoritmo de parametrização, foi utilizada uma amostra gerada a partir do LabVIEW Biomedical Toolkit 2014 representando um ECG normal, ou seja, sem a presença de arritmias. O sinal está amostrado em uma frequência de 240 Hz, esta frequência foi escolhida em razão do projeto de pesquisa ter este valor como alvo.

Na Figura 2, está exposto de forma simplificada o funcionamento do algoritmo de extração de parâmetros de sinais de ECG que fora implementado, apresentando os princípios de seu funcionamento e a lógica envolvida na chamada das funções existentes. Nele é possível observar ainda que a onda R será o ponto de partida na análise da amostra de ECG, em virtude do pico da onda R ser o ponto de maior tensão durante o ciclo cardíaco, o que acaba por facilitar sua detecção e por consequência ajuda na identificação das demais ondas que constituem o sinal de eletrocardiografia.

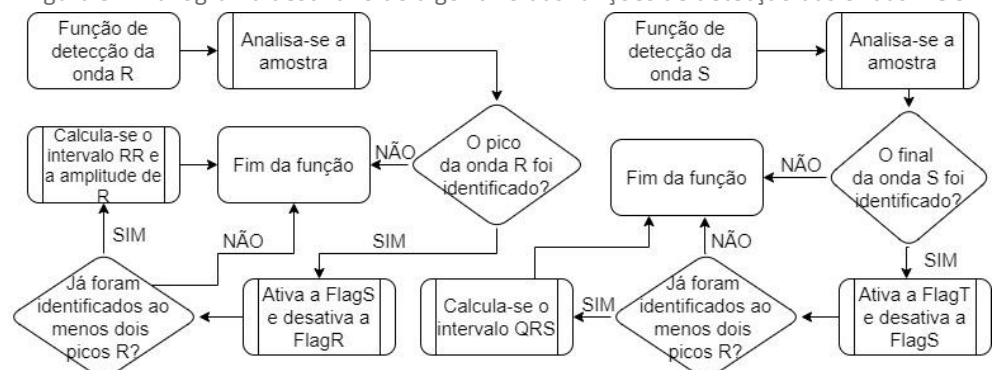
Figura 2 – Fluxograma descritivo do algoritmo de parametrização desenvolvido



Fonte: Autoria própria (2020).

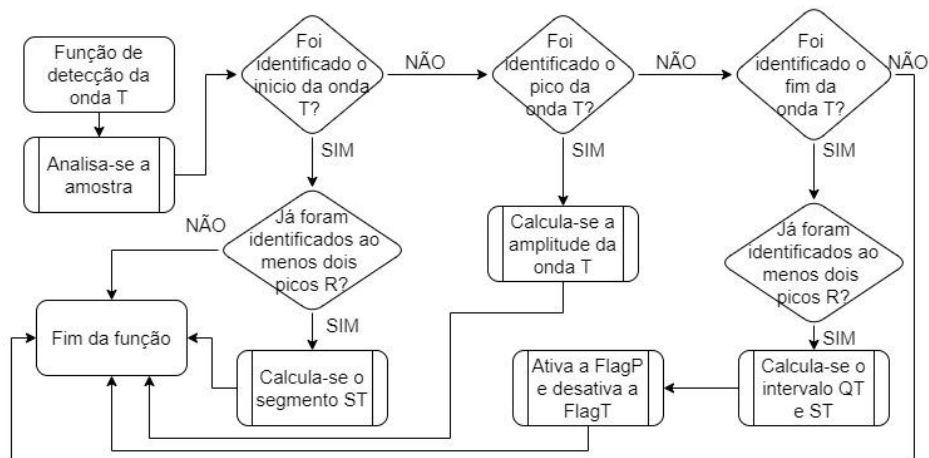
Na Figura 3, está detalhado o funcionamento das funções de detecção das ondas R e S, as quais serão responsáveis por identificar os pontos de interesse dessas ondas, já a Figura 4 representa a estrutura da função de detecção da onda T. Nos fluxogramas das Figuras 3 e 4, é disposto que as funções que calculam os intervalos e segmentos serão chamadas apenas quando já houverem sido identificados o pico de duas ondas R distintas, isto ocorre pois o algoritmo não identifica as ondas P e Q do primeiro batimento cardíaco presente na amostra, impossibilitando o cálculo dos intervalos e segmentos, que deste modo, só poderão ser calculados a partir do segundo batimento, que no código é indicado ao ser encontrado um segundo pico da onda R.

Figura 3 – Fluxograma descritivo do algoritmo das funções de detecção das ondas R e S



Fonte: Autoria própria (2020).

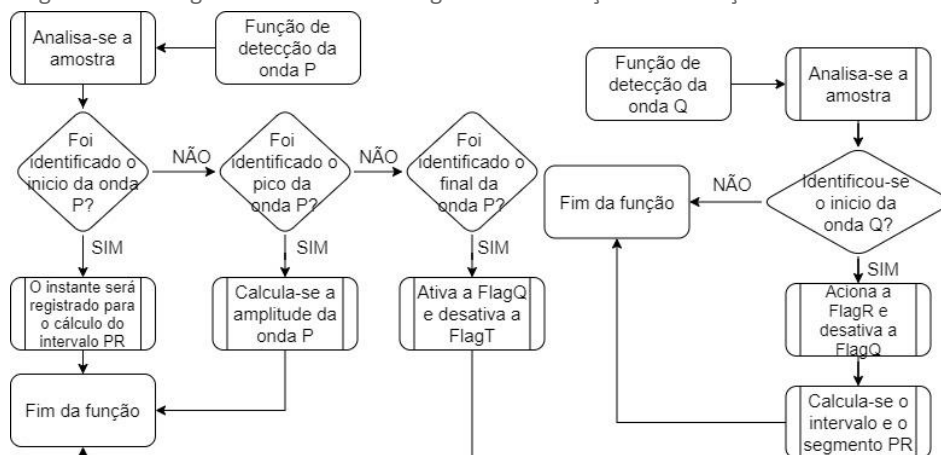
Figura 4 – Fluxograma descritivo do algoritmo da função de detecção da onda T



Fonte: Autoria própria (2020).

A Figura 5, retrata a lógica de funcionamento das funções de detecção das ondas P e Q e de seus respectivos pontos de interesse.

Figura 5 – Fluxograma descritivo do algoritmo da função de detecção das ondas P e Q



Fonte: Autoria própria (2020).

No Quadro 1, estão dispostos todos os intervalos e segmentos que constituem o eletrocardiograma e os respectivos pontos necessários para apontar sua duração, uma vez que, os períodos serão definidos pelo número de amostras presente entre os pontos, onde cada amostra é separada entre si por um intervalo de 4,1667 ms.

Quadro 1 – Pontos determinantes ao período dos intervalos e segmentos do sinal de ECG.

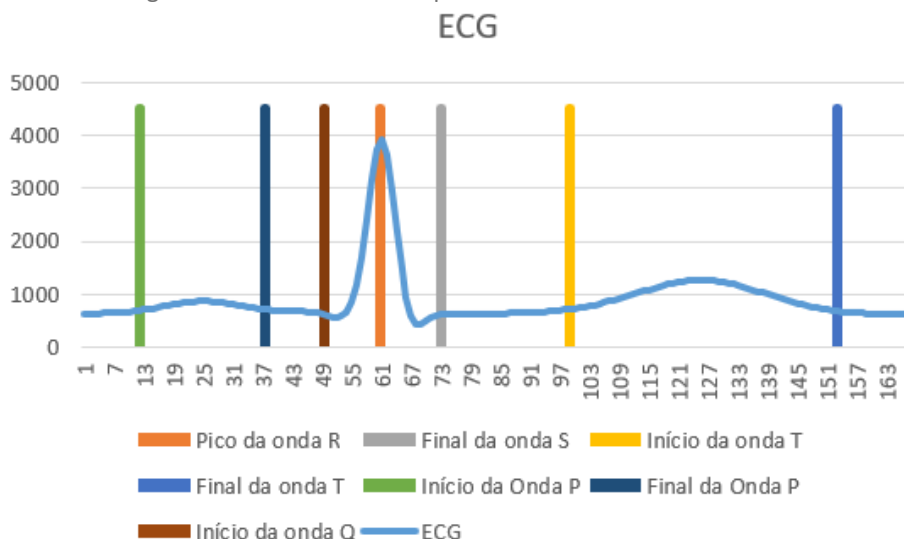
Componente do sinal	Ponto de início	Ponto de termino
Intervalo RR	Pico da onda R	Pico da próxima onda R
Intervalo ST	Final da onda S	Final da onda T
Intervalo PR	Início da onda P	Início da onda Q
Intervalo QRS	Início da onda Q	Final da onda S
Intervalo QT	Início da onda Q	Final da onda T
Segmento ST	Final da onda S	Início da onda T
Segmento PR	Final da onda P	Início da onda Q

Fonte: Autoria própria (2020).

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Tendo-se aplicado o algoritmo desenvolvido na amostra de ECG, foi possível identificar todos os pontos de interesse necessários para a parametrização do sinal. Na Figura 6, é possível ver todos os pontos indicados em um sinal de ECG.

Figura 6 – Sinal de ECG com pontos de interesse identificados



Fonte: Autoria própria (2020).

Com todos os pontos encontrados, foi possível realizar a parametrização do sinal. Na Tabela 1 estão dispostas as durações de todos os intervalos e segmentos do sinal de ECG ao longo de 4 batimentos cardíacos. Tendo em mente que a determinação do intervalo RR corresponde a distância entre dois picos da onda R, o período apresentado para o primeiro intervalo RR refere-se ao tempo entre o pico R desse batimento e ao pico R de um batimento anterior.

Tabela 1 – Parametrização do sinal de ECG

Componente do sinal	Batimento 1	Batimento 2	Batimento 3	Batimento 4
Intervalo RR	987,508 ms	979,174 ms	991,675 ms	1004,175 ms
Intervalo ST	337,503 ms	345,836 ms	345,836 ms	341,669 ms
Intervalo PR	154,168 ms	154,168 ms	158,335 ms	162,501 ms
Intervalo QRS	100,001 ms	95,834 ms	100,001 ms	100,001 ms
Intervalo QT	433,337 ms	437,503 ms	441,670 ms	437,503 ms
Segmento ST	108,334 ms	116,668 ms	112,501 ms	108,334 ms
Segmento PR	50 ms	50 ms	50 ms	54,167 ms

Fonte: Autoria própria (2020).

Comparando os dados obtidos com os parâmetros considerados com o de um ECG normal apresentados anteriormente, é possível observar que o algoritmo conseguiu extrair as durações dos intervalos RR, PR e QRS dentro dos valores estipulados. Já o segmento PR apresentou uma variação máxima de 50 ms em relação ao valor considerado como normal (100 ms), assim como o intervalo QT obteve uma variação máxima de 21,67 ms acima da duração ideal (390 ms – 420 ms).

Ainda com o auxílio do algoritmo, pode-se obter as amplitudes das ondas P, R e T dos sinais de ECG, as quais estão expostas na Tabela 2, em valores relativos.

Tabela 2 – Amplitude das ondas do sinal de ECG em valores relativos

Batimento	Amplitude da onda P	Amplitude da onda R	Amplitude da onda T
1	188	3208	552
2	154	3223	503
3	159	3281	547
4	198	3266	603

Fonte: Autoria própria (2020).

De modo geral, as amplitudes das ondas do sinal de ECG são utilizadas em valores de tensão, contudo uma conversão funcional dos valores relativos das amostras para os valores de tensão ainda não foi implementada no código de parametrização.

CONCLUSÃO

Realizar a parametrização de um sinal de eletrocardiograma através da linguagem C, demonstrou ser uma tarefa árdua, tendo sido necessário a realização de inúmeros ajustes e tentativas para que fosse possível a identificação de cada um dos pontos exigidos para os cálculos dos intervalos e segmentos do ECG.

Ao analisar os resultados obtidos, notou-se a necessidade de novos ajustes no algoritmo para que os intervalo QT e o segmento PR possam ser calculados de forma mais precisa. Além disso, ainda é preciso a implementação de uma função que possa encontrar os valores das amplitudes das ondas P, R e T em seus valores de tensão.

A placa de desenvolvimento NXP FRDM-KL25Z provou ser uma plataforma de desenvolvimento extremamente robusta e versátil, atendendo todas as necessidades para a execução do projeto, a possibilidade de comunicação serial através de conexão USB garante maior comodidade e praticidade para envio e aquisição de dados.

O IDE online Mbed mostrou ser um ambiente de programação prático e que fornece ao usuário um rico repositório de códigos, que acabam auxiliando no aprendizado das sintaxes de programação necessárias para a utilização de diversos microcontroladores da família ARM.

O aperfeiçoamento do algoritmo desenvolvido poderá auxiliar na detecção de arritmias cardíacas, assim como a integração de microcontroladores com módulos de ECG, possibilitando a composição de equipamentos com custos mais acessíveis a pacientes que necessitem de maiores cuidados, sejam eles no conforto de sua casa com atendimentos *home care* ou em leitos hospitalares.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Eduardo Giometti Bertogna, pela orientação, paciência, incentivo e por todos os momentos de diálogo. À todos os meus colegas e professores do curso de engenharia eletrônica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), que em algum momento contribuíram em minha formação e no desenvolver desta iniciação científica.

REFERÊNCIAS

- ROGAL JÚNIOR, S. R. **Detecção e classificação de arritmias cardíacas utilizando redes neurais artificiais auto-organizáveis**. Dissertação (Mestrado em Informática) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2008. Disponível em: https://www.ppgia.pucpr.br/pt/arquivos/mestrado/dissertacoes/2008/2009_sergio_rogal.pdf. Acesso em: 08 ago. 2020.
- SÖRNMO, L; LAGUNA, P. **Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications**. 1. ed. p. 11. Academy Press, 2005.
- BRAMBILA, A. P. **Detecção automática de fibrilação atrial através de modelos Markovianos**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2008. Disponível em: https://teses.usp.br/teses/disponiveis/3/3139/tde-30052008-152431/publico/311_M_PTCedrev_APBrambila_1.pdf. Acesso em: 08 ago. 2020.
- WATTERSON, P. A. **A fast noise-tolerant ECG feature recognition algorithm based on probabilistic analysis of gradient discontinuity**. University of Technology Sydney, Australia, 2017. Disponível em: <https://reader.elsevier.com/reader/sd/pii/S0022073617300778?token=B0537920C735D708CF2D7A6455AB366CAF0C5E64C9AB7D3BA7399386B8A663827AE24A2C7AAAE22B366C4FC7F8E474B6>. Acesso em: 09 ago. 2020.
- BECKERT NETO, A. **Detecção automática de arritmia cardíaca utilizando Wavelet e redes neurais treinadas com otimização por nuvem de partículas**. Dissertação (Mestrado em Informática) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2009. Disponível em: https://www.ppgia.pucpr.br/pt/arquivos/mestrado/dissertacoes/2009/2009_alfredo_beckert.pdf. Acesso em: 10 ago. 2020
- ANALOG DEVICES, INC. **Data Sheet AD8232**. 2020. Disponível em: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ad8232.pdf>. Acesso em: 11 ago.2020
- TOULSON, R.; WILMSHURST, T. **Fast and Effective Embedded Systems Design: Applying the Arm Mbed**. 1. ed. Elsevier, 2012.
- FREESCALE SEMICONDUCTOR, INC. **FDRM-KL25Z User's Manual**. 1. ed. p. 3, set. 2012. Disponível em: <https://www.seeedstudio.com/document/pdf/FRMD-KL25Z.pdf>. Acesso em: 11 ago. 2020.