

**INSTITUTO ENSINAR BRASIL
FACULDADES DOCTUM DE CARATINGA**

KAREM APARECIDA FERREIRA E BARROS

**DETECÇÃO DAS CARACTERÍSTICAS DO SINAL DE ELETROCARDIOGRAMA
DO TIPO FIBRILAÇÃO AURICULAR UTILIZANDO TRANSFORMADA WAVELET**

CARATINGA

2018

KAREM APARECIDA FERREIRA E BARROS
FACULDADES DOCTUM DE CARATINGA

**DETECÇÃO DAS CARACTERÍSTICAS DO SINAL DE ELETROCARDIOGRAMA
DO TIPO FIBRILAÇÃO AURICULAR UTILIZANDO TRANSFORMADA WAVELET**

**Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado ao Curso de Engenharia
Elétrica das Faculdades Doctum de
Caratinga, como requisito parcial à
obtenção do título de Bacharel em
Engenharia Elétrica.**

**Área de Concentração: Novas
Tecnologias.**

**Orientador: Prof. Vinícius Murilo Lima
Rodrigues**

CARATINGA

2018

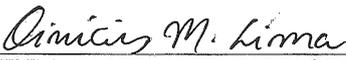
TERMO DE APROVAÇÃO

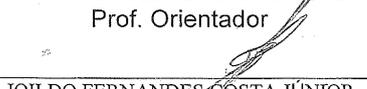
TERMO DE APROVAÇÃO

O Trabalho de Conclusão de Curso intitulado: DETECÇÃO DAS CARACTERÍSTICAS DO SINAL DE ELETROCARDIOGRAMA DO TIPO FIBRILAÇÃO AURICULAR UTILIZANDO TRANSFORMADA WAVELET, elaborado pelo(s) aluno(s) KAREM APARECIDA FERREIRA E BARROS foi aprovado por todos os membros da Banca Examinadora e aceito pelo curso de ENGENHARIA ELÉTRICA das FACULDADES DOCTUM DE CARATINGA, como requisito parcial da obtenção do título de

BACHAREL EM ENGENHARIA ELÉTRICA.

Caratinga 11/12/2018


VINICIUS MURILO LIMA RODRIGUES
Prof. Orientador


JOILDO FERNANDES COSTA JÚNIOR
Prof. Avaliador 1


ELIAS DE SOUZA GONÇALVES
Prof. Examinador 2

Com muito amor e gratidão, dedico esta monografia a Deus, que foi meu guia nesta jornada e em momento algum me deixou fraquejar ou desistir dos meus sonhos. Sem a sua sabedoria, jamais teria conseguido. E a minha família, pelo amor, incentivo e apoio incondicional. Essa vitória é nossa!

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, que me deu forças para enfrentar todas as dificuldades e realizar a conquista de um sonho. Sem ele, nada disso seria possível.

Também aos meus pais Pedro Julião de Barros e Marilene Ferreira de Barros, que estiveram presente em todos os momentos da minha vida, sempre me apoiando, incentivando, e lutando ao meu lado para me proporcionar um futuro melhor. Sei o quanto vocês se doaram para que eu chegasse até aqui.

Gostaria de agradecer também aos meus queridos avós, Osvaldo Ferreira e em especial Olegária Gomes Ferreira (in memoriam), que mesmo não estando ao meu lado neste momento, é lembrada todos os dias e sempre estará em meu coração. Só tenho a agradecer pelos momentos vividos e por me ensinar valores que levarei para vida.

As minhas tias Lourdes, Maria da Consolação, e meus irmãos, Herison e Daélen, que acompanharam a minha dedicação e torceram por mim.

Ao meu namorado Roberto Júnior, que esteve ao meu lado durante a elaboração desse trabalho, me dando forças para vencer esta etapa da minha vida.

Meu muito obrigado aos professores que fizeram parte da minha jornada acadêmica, e contribuíram com seus ensinamentos para que eu evoluísse meus conhecimentos. Ao professor Vinícius, pela orientação nesta pesquisa. E em especial ao mestre Guilherme Moura, que se colocou a disposição e me auxiliou na conclusão deste projeto.

“A vida não exige que sejamos os melhores, mas sim que
tentemos sempre o nosso melhor.”

H. Jackson Brown Jr.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

aVF - Augmented Vector Foot

aVL – Augmented Vector Left

aVR – Augmented Vector Right

BIH – Beth Israel Deaconess Medical Center

Bits – Dígitos Binários

BPM – Batimentos por Minutos

ECG – Eletrocardiograma

GUI – Interface Gráfica do Utilizador

MATLAB – Matrix Laboratory

MIT – Instituto de Tecnologia de Massachusetts

ms – Milissegundos

mV – Milivolts

QRS – Ondas Q, R e S

TF – Transformada de Fourier

TW – Transformada Wavelet

TWC – Transformada Wavelet Continua

TWD - Transformada Wavelet Discreta

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Onda do eletrocardiograma normal	23
Figura 2 – Disposição dos eletrodos aos membros para registro das derivações bipolares padrão	24
Figura 3 – Conexões de eletrodos para o registro das derivações torácicas	25
Figura 4 – Registro das seis derivações torácicas de um coração normal	26
Figura 5 – Esquema representativo em ritmo sinusal	28
Figura 6 – Esquema representativo das desordenadas frentes de onda, durante a fibrilação auricular	29
Figura 7 – Eletrocardiogramas para identificação de fibrilação auricular	30
Figura 8 – Grade de amostragem e conjunto de funções da discretização dos parâmetros a e b	34
Figura 9 – Decomposição de um sinal utilizando wavelet	35
Figura 10 – Diagrama de decomposição do sinal até o nível 3	37
Figura 11 – Decomposição de um sinal s	38
Figura 12 – Árvore de decomposição do sinal até o nível 3	38
Figura 13 – Fluxograma do algoritmo criado	40
Figura 14 – Funções wavelets Daubechies	42
Figura 15 – Estrutura de decomposição do sinal usando TWD e os coeficientes de aproximação e detalhes	43
Figura 16 – Fluxograma do algoritmo para identificação dos picos da onda R	44
Figura 17 – Fluxograma do algoritmo de identificação da onda Q	45
Figura 18 – Fluxograma do algoritmo de identificação da onda S	46

Figura 19 – Fluxograma do algoritmo para detecção de arritmia	47
Figura 20 – Sinais de ECG	49
Figura 21 – Aplicação da TWD no sinal 08219 - decomposição em 4 níveis	51
Figura 22 – Identificação dos picos da onda R no sinal 08219	52
Figura 23 – Localização das ondas Q no sinal 08219	52
Figura 24 – Localização das ondas S no sinal 08219	53

LISTA DE TABELA

Tabela 1 – Resultados encontrados com o algoritmo criado	53
--	----

BARROS, K. A. F. **DETECÇÃO DAS CARACTERÍSTICAS DO SINAL DE ELETROCARDIOGRAMA DO TIPO FIBRILAÇÃO AURICULAR UTILIZANDO TRANSFORMADA WAVELET**. Caratinga, 2018. Trabalho de Conclusão de Curso Superior de Engenharia Elétrica - Curso de Engenharia Elétrica. Faculdades Doctum de Caratinga, Caratinga, 2018.

RESUMO

Tendo em vista a necessidade de aprimorar as técnicas de análise de sinais de eletrocardiograma, o presente trabalho propõe o uso de transformada wavelet para detectar as características do sinal de eletrocardiograma do tipo fibrilação auricular, a fim de facilitar e auxiliar a bioengenharia na detecção de arritmia desta categoria. Para tanto foi desenvolvido em ambiente MatLab, um algoritmo que seja capaz de ler e processar o sinal em estudo, usando transformada wavelet para analisar e apresentar os resultados encontrados automaticamente, para que este projeto ficasse o mais próximo da realidade, foram utilizados eletrocardiogramas reais retirados do banco de dados MIT-BIH, especificadamente a fibrilação auricular. Realiza-se então, uma pesquisa aplicada. Diante disso, verifica-se que os testes realizados comprovaram que é possível melhorar o método de avaliação de exames de eletrocardiograma, usando a transformada wavelet como ferramenta para tal, pois o mesmo conseguiu detectar corretamente todos os sinais analisados. O que constata que o resultado da implementação deste algoritmo para identificação das características do sinal averiguado se deu de forma satisfatória.

Palavras-chave: Transformada Wavelet. Processamento de Sinais. Eletrocardiograma. Fibrilação Auricular.

BARROS, K. A. F. **DETECÇÃO DAS CARACTERÍSTICAS DO SINAL DE ELETROCARDIOGRAMA DO TIPO FIBRILAÇÃO AURICULAR UTILIZANDO TRANSFORMADA WAVELET**. Caratinga, 2018. Trabalho de Conclusão de Curso Superior de Engenharia Elétrica - Curso de Engenharia Elétrica. Faculdades Doctum de Caratinga, Caratinga, 2018.

ABSTRACT

Considering the need to improve electrocardiogram signal analysis techniques, the present work proposes the use of a wavelet transform to detect the characteristics of the electrocardiogram signal of the atrial fibrillation type, in order to facilitate and aid bioengineering in the detection of arrhythmia of this category. For this purpose, it was developed in MatLab environment, an algorithm that is able to read and process the signal under study, using wavelet transform to analyze and present the results found automatically, so that this project was as close to reality, real electrocardiograms were used of the MIT-BIH database, specifically atrial fibrillation. An applied research is then carried out. Therefore, it is verified that the tests carried out proved that it is possible to improve the method of evaluation of electrocardiogram tests, using the wavelet transform as a tool for this, since it was able to correctly detect all the analyzed signals. This shows that the result of the implementation of this algorithm to identify the characteristics of the analyzed signal was satisfactory.

Keywords: Wavelet Transform. Signal Processing. Electrocardiogram. Auricular Fibrillation.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
1.1 Apresentação	16
1.2 Objeto de estudo	17
1.3 Hipótese	17
1.4 Objetivos	18
1.4.1 Objetivo geral	18
1.4.2 Objetivos específicos	18
1.5 Justificativa	18
1.6 Procedimentos metodológicos e técnicos	19
1.6.1 Classificação da pesquisa quanto aos fins	19
1.6.2 Classificação da pesquisa quanto aos meios	20
1.6.3 Tratamento dos dados	20
2 REFERENCIAL TEÓRICO	22
2.1 Eletrocardiograma	22
2.1.1 Ondas de despolarização e repolarização	22
2.1.2 Características do eletrocardiograma normal	23
2.1.3 Derivações eletrocardiográficas	24
2.1.3.1 Derivações bipolares dos membros	24
2.1.3.2 Derivações torácicas	25
2.1.3.3 Derivações unipolares aumentadas dos membros	26
2.2 Arritmia Cardíaca	26

2.2.1 Fibrilação auricular	28
2.2.1.1 Ritmo cardíaco normal	28
2.2.1.2 Ritmo cardíaco com fibrilação auricular	29
2.2.1.3 Eletrocardiograma na fibrilação auricular	29
2.3 Wavelet e Transformada Wavelet	30
2.3.1 Wavelet	31
2.3.2 Transformadas wavelet	32
2.3.2.1 Transformada wavelet contínua	32
2.3.2.2 Transformada wavelet discreta	33
3 METODOLOGIA EXPERIMENTAL	36
3.1 MatLab	36
3.1.1 Toolboxs utilizadas	36
3.1.1.1 Wavedec	36
3.1.1.2 Appcoef	38
3.2 Base de dados MIT-BIH	39
3.3 Apresentação da solução proposta	39
3.3.1 Sinais analisados	41
3.3.2 Aplicação da transformada wavelet	41
3.3.3 Identificação dos picos de onda R	43
3.3.4 Identificação das ondas Q e S	45
3.3.5 Detecção de arritmia	47
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES	49
4.1 Testes utilizando eletrocardiogramas do MIT-BIH	53

5 CONCLUSÕES	55
6 TRABALHOS FUTUROS	56
REFERÊNCIAS	57
APÊNDICE A	59

1 INTRODUÇÃO

1.1 Apresentação

A análise dos sinais fisiológicos são abundantemente empregados na medicina para avaliar o quadro clínico de um paciente ou no diagnóstico de doenças. Podendo ser efetuada por meio da atividade elétrica do coração, cerebral ou através da pressão sanguínea.

A atividade elétrica cardíaca está entre os principais sinais fisiológicos avaliados. O monitoramento destes sinais é feito através do exame de eletrocardiograma, utilizado para avaliar a atividade elétrica do coração por meio de eletrodos fixados na pele. Através deste, é registrado em gráficos as frequências cardíacas, que são analisadas por especialistas para avaliar se os músculos e nervos do coração estão dentro da normalidade ou se há alterações nos mesmos, sendo possível identificar problemas cardiovasculares como arritmias cardíacas, patologias coronárias, infarto do miocárdio, entre outros.

Na busca de qualidade e novos métodos para facilitar a avaliação do exame, o presente trabalho tem por objetivo, a utilização de transformadas wavelets para o tratamento da informação visual automatizada.

As transformadas wavelets são muito aplicadas na compressão de dados e na análise de sinais digitais, e realizam a decomposição de uma função no domínio de tempo e frequência. Atualmente existem alguns tipos de transformadas, sendo a mais utilizada na engenharia a transformada wavelet discreta.

Baseando nisso, foi realizada uma pesquisa, que tem como base a criação de um algoritmo desenvolvido em ambiente MATLAB aplicando transformadas wavelet para avaliação automática do sinal de eletrocardiograma do tipo fibrilação auricular, utilizando como base o eletrocardiograma correspondente do banco de dados de arritmias MIT-BIH.

Existem diversos tipos de arritmias cardíacas, neste projeto será tratado a fibrilação auricular que se caracteriza por batimentos rápidos e irregulares, frequentes em pessoas acima de 60 anos.

1.2 Objeto de estudo

O exame pode ser realizado de diversas maneiras, comumente é realizado em consultório médico utilizando o eletrocardiógrafo, um aparelho construído para captar as ondas excitatórias do coração. Em outros casos, quando é necessário observar as atividades elétricas cardíacas por um longo período de tempo, é usado o sistema de home care¹, onde o paciente usa um aparelho portátil, bem compacto, para aquisição dos sinais de eletrocardiograma.

As atividades elétricas ocorrem a cada pulso que o coração realiza, ou seja, contração e relaxamento do músculo, sendo possível registrar as frequências cardíacas em gráficos, no qual as imagens serão analisadas por especialistas que as comparam com gráficos padrões e realizam cálculos matemáticos e análise vetorial.

O exame de eletrocardiograma apresenta inúmeras qualidades, porém, não identifica problemas cardiovasculares automaticamente, apenas registra em gráficos a leitura realizada por ele, para então, o especialista analisar e apresentar o laudo do exame. Este método pode levar tempo dependendo da duração do eletrocardiograma, além de estar sujeito a certas imprecisões causadas por ruídos e variações no sinal, podendo dificultar a detecção visual dos profissionais responsáveis por avaliá-los.

Visando a melhoria da técnica apresentada, é possível o uso de transformadas wavelet para detectar arritmia cardíaca do tipo fibrilação auricular de forma automática? Quais as vantagens e/ou desvantagens da utilização deste meio? É eficiente?

1.3 Hipótese

Tendo o conhecimento do problema e sabendo que as transformadas wavelet são poderosas ferramentas muito utilizadas na compressão de dados e análise de sinais digitais, capaz de eliminar ruídos e detectar auto semelhança, a hipótese levantada por esta pesquisa é que: a criação de um algoritmo em ambiente MATLAB

¹ Home care: Registrador autônomo.

usando a transformada wavelet irá detectar características do sinal de eletrocardiograma do tipo fibrilação auricular.

Será usado o eletrocardiograma correspondente à arritmia estudada do banco de dados de arritmias MIT-BIH (muito utilizada no meio acadêmico para pesquisas de análise de sinais de eletrocardiograma), como base para detecção de fibrilação auricular através do software. O mesmo deverá apresentar os resultados obtidos automaticamente, identificando arritmia ou não, facilitando para o profissional responsável por fazer a análise dos gráficos e dando o laudo do exame ao paciente instantaneamente.

1.4 Objetivos

1.4.1 Objetivo geral

Desenvolver um algoritmo no MATLAB, que seja capaz de processar um sinal de eletrocardiograma do tipo fibrilação auricular, utilizando a transformada wavelet para analisar e apresentar os resultados encontrados.

1.4.2 Objetivos específicos

- a) Analisar características de sinais de eletrocardiogramas reais retirados do banco de dados MIT-BIH. Especificadamente a fibrilação auricular.
- b) Identificar automaticamente arritmia cardíaca conhecida utilizando o algoritmo criado no software.

1.5 Justificativa

Com o avanço da tecnologia, a busca por novas técnicas de aprimoramento de equipamentos vem se tornando cada vez mais acessível. A engenharia faz parte desse crescimento tecnológico, e está sempre pesquisando novos meios para atender melhor a sociedade.

Com a evolução do processamento computacional, já foram desenvolvidas vários estudos para análise de sinais, sendo possível encontrar alguns trabalhos acadêmicos relacionados ao tema. Dentre eles podemos citar: Da Silva, Soares e Sotomayor (2014) que utilizaram a teoria wavelet na análise de sinais de ECG como ferramenta de auxílio na detecção de arritmias cardíacas dos tipos taquicardia e Bradicardia, Ely (2010) o qual criou um algoritmo baseado em transformadas wavelet para análise de sinais de eletrocardiograma e Porfírio (2011), que usou as transformadas wavelets para detectar características em um sinal de ECG, os sinais analisados foram taquicardia ventricular e bradicardia atrial.

Na busca por qualidade e facilidade na análise de sinais de eletrocardiograma, este estudo visa auxiliar a bioengenharia na detecção de arritmia do tipo fibrilação auricular, o projeto engloba parte dos conhecimentos adquiridos no curso de Engenharia Elétrica como Eletrônica de potência, Programação de Computadores, Expressão Gráfica Aplicada a Engenharia Elétrica, Automação, assim como, conhecimentos obtidos em outras matérias.

1.6 Procedimentos metodológicos e técnicos

1.6.1 Classificação da pesquisa quanto aos fins

O método da pesquisa utilizado quanto à natureza do trabalho pode ser classificada como aplicada, pois envolve uma aplicação prática para solucionar um problema. Segundo Thiollent (2009 apud FLEURY e WERLANG, 2017, p. 2),

A pesquisa aplicada concentra-se em torno dos problemas presentes nas atividades das instituições, organizações, grupos ou atores sociais. Está empenhada na elaboração de diagnósticos, identificação de problemas e busca de soluções. Respondem a uma demanda formulada por “clientes, atores sociais ou instituições”.

No que se refere aos objetivos, a pesquisa é de caráter exploratório,

Pode-se dizer que estas pesquisas têm como objetivo principal o aprimoramento de ideias ou a descoberta de intuições. Seu planejamento é, portanto, bastante flexível, de modo que possibilite a consideração dos mais variados aspectos relativos ao fato estudado. (GIL, 2002, p.41)

No entanto, a pesquisa caracteriza-se dessa maneira por envolver levantamento bibliográfico e análise de exemplos que estimulem a compreensão do assunto. De acordo com Gerhardt e Silveira (2009), “a pesquisa qualitativa não se

preocupa com representatividade numérica, mas sim, com o aprofundamento da compreensão de um grupo social, de uma organização, etc.". Portanto, a abordagem mais indicada para a atual proposta é o qualitativo, utilizada na qualificação dos dados coletados e no aperfeiçoamento e desenvolvimento de novas ideias.

Foi desenvolvido um algoritmo no MATLAB para fazer a análise do eletrocardiograma e assim detectar fibrilação auricular. Para tratar a imagem do eletrocardiograma correspondente à arritmia escolhida, utilizou-se o eletrocardiograma da base de dados de arritmia MIT-BIH como amostra para obter os resultados. Deste modo, a pesquisa pode ser classificada quanto aos procedimentos técnicos, como uma pesquisa experimental, este tipo de pesquisa geralmente é utilizado quando,

o delineamento experimental consiste em determinar um objeto de estudo, onde selecionam-se as variáveis que seriam capazes de influenciá-lo, definindo as formas de controle e de observação dos efeitos que a variável produz no objeto (GIL, 2002, p. 47).

1.6.2 Classificação da pesquisa quanto aos meios

O estudo tem como base revisões bibliográficas encontradas através de pesquisas na internet. Como fonte de pesquisa foi usado o google acadêmico, e utilizando os descritivos: "transformadas wavelet", "eletrocardiograma", "arritmia cardíaca", "fibrilação auricular", "wavelet", foram encontrados artigos acadêmicos, dissertações, monografias e teses de mestrado, além de livros que auxiliaram na construção do trabalho. Por meio destes, reuniram-se conhecimentos sobre a temática pesquisada suficiente para tratar o assunto abordado.

1.6.3 Tratamento dos dados

A princípio, no capítulo inicial, foi feita uma introdução do trabalho, apresentando um pouco sobre o tema abordado e o objeto de estudo. Contém ainda a hipótese, os objetivos, justificativa e os procedimentos metodológicos e técnicos da pesquisa.

No capítulo seguinte trata-se da revisão bibliográfica, onde é apresentado o funcionamento do eletrocardiograma e as técnicas de análise, seguida de uma abordagem sobre arritmia cardíaca explicando as características da fibrilação auricular, e logo após a descrição da wavelet e transformada wavelet.

No terceiro capítulo é abordado a metodologia experimental, onde foi descrito o software e as caixas de ferramentas utilizadas no tratamento da imagem, um breve relato sobre a base de dados de arritmia MIT-BIH, e a descrição detalhada da solução proposta.

No capítulo 4 é descrito os resultados e discussões do trabalho, no qual é apresentado as fases de análise e os resultados encontrados.

Por fim, no último capítulo encontram-se as conclusões e sugestões para trabalhos futuros, além das referências bibliográficas que serviram para dar embasamento ao presente trabalho e apêndice.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

Para o desenvolvimento deste projeto, foram utilizados métodos e ferramentas para auxiliar o entendimento do assunto abordado, os quais foram descritos abaixo.

2.1 Eletrocardiograma

O eletrocardiograma é o registro gráfico da atividade elétrica do músculo cardíaco, “quando o impulso cardíaco passa através do coração, uma corrente elétrica também se propaga do coração para os tecidos adjacentes que o circundam. E pequena parte da corrente se propaga até a superfície do corpo” (GUYTON; HALL, 2011, p.129). No momento em que ocorrem distúrbios no padrão elétrico normal é possível diagnosticar problemas cardíacos.

2.1.1 Ondas de despolarização e repolarização

As células do coração são eletricamente polarizadas quando estão em repouso, ou seja, o seu meio externo é carregado positivamente, e o meio interno negativamente. Neste momento não apresenta atividade elétrica desenhada no eletrocardiograma.

Quando as células cardíacas apresentam perdas de negatividade interna, ocorre o processo conhecido por despolarização. “A despolarização é propagada de célula à célula, produzindo uma onda de despolarização que pode ser transmitida por todo o coração” (THALER, 2013, p.11). Essa onda representa uma corrente elétrica e um fluxo de eletricidade, que pode ser detectada através de eletrodos que são colocados na pele. Após a despolarização, normalmente depois de 0,25 a 0,35 segundos acontece a repolarização, onde as células voltam a sua polaridade de repouso formando o eletrocardiograma.

Para os eletrocardiografistas, o coração possui três tipos de células, sendo elas:

- células de marca-passo;

- células de condução elétrica;
- células miocárdicas.

As células de marca-passo é a fonte normal de eletricidade do coração em condições normais, geralmente “dissipam em uma frequência de 60 a 100 vezes por minuto” (THALER, 2013, p.12). Já as células de condução elétrica funcionam como fios de um circuito elétrico, onde transportam corrente para as regiões afastadas do coração. E as células miocárdicas são responsáveis por contrair e relaxar os músculos do coração, atribuindo sangue ao resto do corpo.

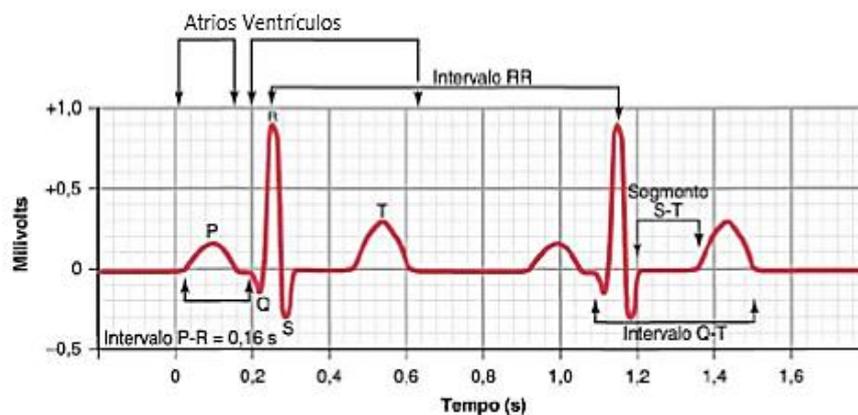
As ondas que aparecem no eletrocardiograma é a leitura da atividade elétrica das células miocárdicas. As células de marca-passo e de condução elétrica geralmente não podem ser vistas no eletrocardiograma por não possuírem voltagem suficiente para serem registradas pelos eletrodos (THALER, 2013).

2.1.2 Características do eletrocardiograma normal

As ondas registradas no eletrocardiograma possuem três características principais, sendo elas: duração (medida em fração de segundos), amplitude (medida em mV) e configuração, que se refere à forma e ao aspecto da onda.

O eletrocardiograma normal, como mostrado na figura 1, é formado por uma onda P, pelo complexo QRS (compõe três ondas distintas: onda Q, onda R, e onda S), e a onda T. A onda P e o complexo QRS é gerado quando ocorre a despolarização, e a onda T quando acontece a repolarização.

Figura 1 – Onda do eletrocardiograma normal



Fonte: Guyton e Hall (2011)

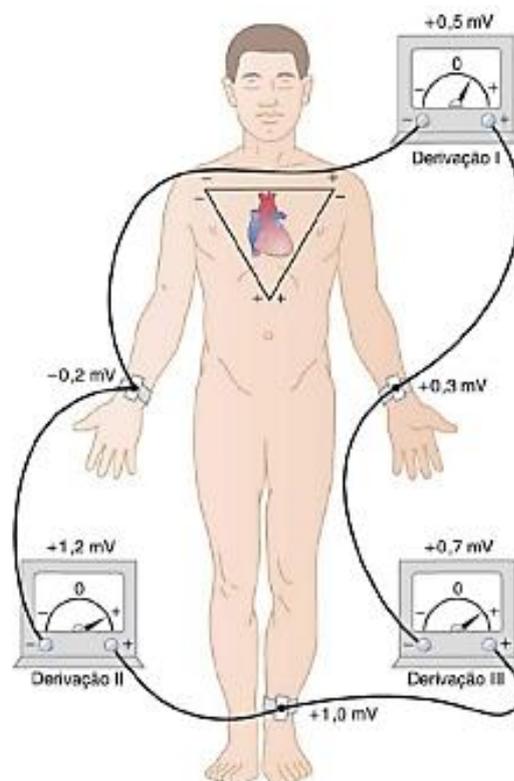
2.1.3 Derivações eletrocardiográficas

“Uma derivação eletrocardiográfica é o conjunto de dois fios e seus eletrodos, que conectados ao corpo do paciente e ao eletrocardiógrafo, formam o circuito para aquisição do sinal de eletrocardiograma” (Ely, 2010, p.24).

2.1.3.1 Derivações bipolares dos membros

A figura 2 mostra as conexões dos eletrodos aos membros do paciente para obter o registro das derivações eletrocardiográficas, que se caracterizam por derivações bipolares padrão dos membros. “O termo bipolar quer dizer que o eletrocardiograma é registrado por dois eletrodos posicionados em lados diferentes do coração, neste caso, nos membros” (GUYTON; HALL, 2011, p.133).

Figura 2 – Disposição dos eletrodos aos membros para registro das derivações bipolares padrão



Fonte: Guyton e Hall (2011)

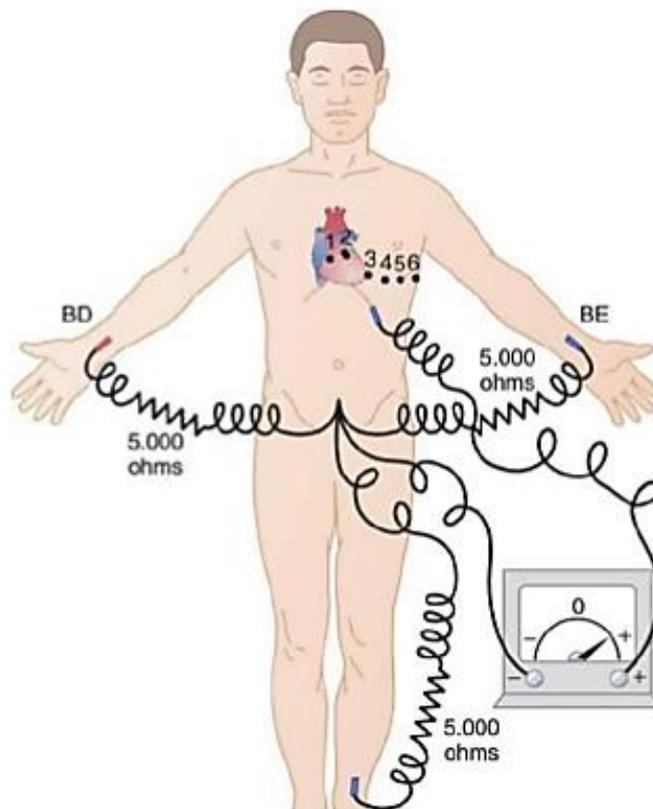
As derivações bipolares dos membros classificam-se de três maneiras:

- Derivação I, onde o terminal positivo do eletrocardiógrafo é conectado ao braço esquerdo, e o terminal negativo, ao braço direito.
- Derivação II, para registrá-lo o terminal negativo é ligado ao braço direito, e o terminal positivo, à perna esquerda.
- Derivação III, o terminal positivo é conectado à perna esquerda, e o terminal negativo ao braço esquerdo.

2.1.3.2 Derivações torácicas

Os eletrocardiogramas são registrados através de eletrodos que são colocados na superfície anterior do tórax. Como pode ser observado na figura 3, o eletrodo é ligado ao terminal positivo do eletrocardiógrafo, e o eletrodo negativo é conectado ao braço direito, esquerdo, e a perna esquerda, possuindo resistências elétricas iguais.

Figura 3 – Conexões de eletrodos para o registro das derivações torácicas

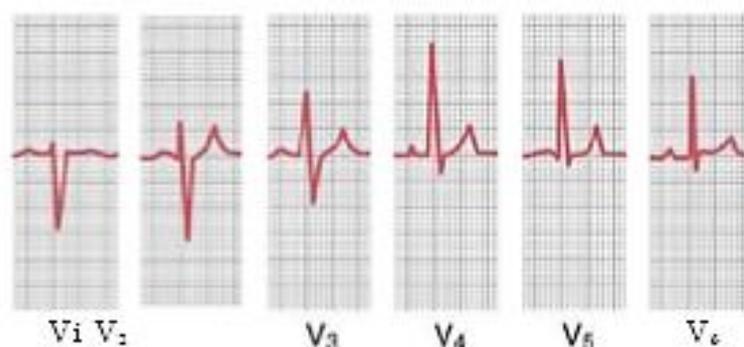


Fonte: Guyton e Hall (2011)

De acordo com Guyton e Hall (2011), em geral, faz-se o registro de seis derivações torácicas padrão, uma por vez, os registros são conhecidos como derivações V1, V2, V3, V4, V5 e V6.

As derivações V1 e V2 representam os registros do complexo QRS negativos, enquanto as derivações V4, V5 e V6 apresentam os registros do complexo QRS positivo. A figura 4 mostra os registros feitos por essas seis derivações torácicas padrão de um coração saudável.

Figura 4 – Registro das seis derivações torácicas de um coração normal



Fonte: Guyton e Hall (2011)

2.1.3.3 Derivações unipolares aumentadas dos membros

Neste tipo de registro, que também é muito utilizado, dois membros do corpo são conectados ao terminal negativo do eletrocardiógrafo, através de resistências elétricas, e o terceiro membro no terminal positivo.

As derivações são denominadas de aVR quando o terminal positivo está ligado no braço direito, aVL quando está no braço esquerdo e aVF quando está ligado a perna esquerda.

2.2 Arritmia Cardíaca

O coração em um ritmo regular bate de 60 a 100 vezes por minuto, qualquer ocorrência de anormalidade nos batimentos é denominado arritmia cardíaca. “O

termo arritmia se refere a qualquer distúrbio na frequência, na regularidade, no local de origem ou na condução do impulso elétrico cardíaco” (THALER, 2013, p.96).

De acordo com Guyton e Hall (2011), geralmente as arritmias cardíacas são causadas pelas seguintes anormalidades da ritmicidade-sistema de condução do coração:

- Ritmicidade² anormal do marca-passo;
- Bloqueios da propagação do impulso no coração em diferentes pontos;
- Vias anormais de transmissão dos impulsos no coração;
- Mudança do marca-passo do nodo sinusal³ para outro ponto do coração;
- Geração espontânea de impulsos falsos em partes do coração.

E podem ser classificadas como:

- Taquicardia;
- Bradicardia;
- Arritmia sinusal;
- Bloqueio sinoatrial;
- Bloqueio atrioventricular;
- Taquicardia paroxística atrial;
- Taquicardia paroxística ventricular;
- Fibrilação ventricular;
- Fibrilação auricular;
- Flutter atrial;
- Bigeminia ventricular;
- Parada cardíaca.

Dentre as arritmias citadas acima, foi descrito abaixo a arritmia cardíaca que será utilizada neste projeto para análise e detecção da possível disfunção cardíaca.

² Ritmicidade: Descargas repetitivas espontâneas no coração, na maior parte nos músculos lisos, e em muitos neurônios do sistema nervoso central. Essas descargas rítmicas causam o batimento ritmado do coração, o peristaltino rítmico dos intestinos e o controle ritmado da respiração(GUYTON; HALL, 2011).

³ Nodo sinusal: É o marca-passo normal do coração (GUYTON; HALL, 2011).

2.2.1 Fibrilação auricular

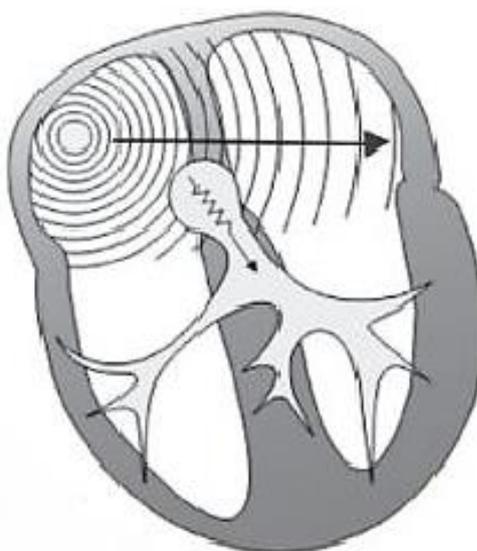
Segundo Thaler (2013), a fibrilação auricular é o tipo de arritmia mais comum na população em geral, com uma prevalência de até 1,0% aumentando com a idade, de modo que supera 8% em indivíduos acima de 80 anos. Esta patologia é causada por sinais elétricos desorganizados. Em vez dos átrios do coração se contraírem, eles tremem, fazendo o coração bater até quatro vezes mais rápido que o normal.

Os fatores de risco estão associados à pressão alta, apneia do sono, doenças da tireoide, diabetes, excesso de álcool, doença ou infecção severa, insuficiência cardíaca, entre outros.

2.2.1.1 Ritmo cardíaco normal

No ritmo sinusal normal, todas as células despolarizam e repolarizam organizadamente, se comportando como se fossem uma única célula, onde a despolarização acontece de forma homogênea, seguindo uma única frente de onda, como mostrado na figura 5.

Figura 5 – Esquema representativo em ritmo sinusal



Fonte: Lopes (2006)

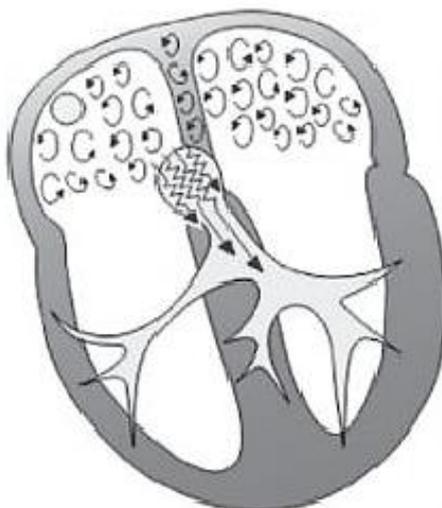
2.2.1.2 Ritmo cardíaco com fibrilação auricular

Na fibrilação auricular ocorrem múltiplos circuitos reentrantes de forma totalmente imprevisível, conforme explica Lopes (2006, p.75), isto acontece por que:

Os inúmeros circuitos de reentrada dessincronizam e fragmentam a despolarização e a repolarização. No mesmo instante, células que estão se despolarizando tem ao lado outras já em franca repolarização ou mesmo em fase de repouso. Estas, por sua vez, poderão ser reexcitadas pelas vizinhas despolarizadas, perpetuando o fenômeno da fibrilação auricular.

A figura 6 a seguir demonstra como esta acontece:

Figura 6 – Esquema representativo das desordenadas frentes de onda, durante a fibrilação auricular



Fonte: Lopes (2006)

2.2.1.3 Eletrocardiograma na fibrilação auricular

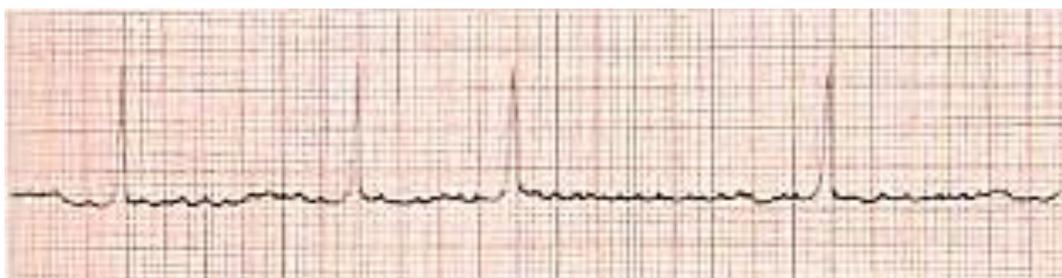
Diante desse extraordinário ataque de impulsos auricular, é gerada uma frequência irregular, em geral entre 120 e 180 batimentos por minuto. Contudo, os batimentos cardíacos são mais lentos ou mais rápidos (THALER, 2013).

Neste tipo de arritmia não é possível ver nenhuma onda P no eletrocardiograma, em vez disso, a linha de base aparece discretamente ondulada ou achatada. “Esse aspecto irregularmente irregular dos complexos QRS na ausência de ondas P discretas é a chave para a identificação de fibrilação auricular” (THALER, 2013, p.144).

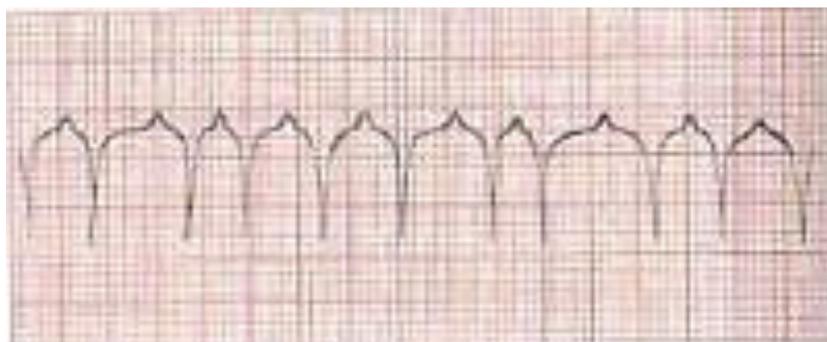
Abaixo, na figura 7 estão representados alguns exemplos de eletrocardiogramas para identificação da mesma.

Figura 7 – Eletrocardiogramas para identificação de fibrilação auricular

(a) Fibrilação auricular com frequência cardíaca lenta e irregular



(b) Fibrilação auricular com aspecto irregular dos complexos QRS



Fonte: Thaler (2013)

2.3 Wavelet e Transformada Wavelet

Nos últimos anos foram desenvolvidos diversos estudos envolvendo wavelets, devido a sua ampla e crescente demanda de aplicações. Diversas pesquisas voltaram-se para a utilização de transformadas wavelets na análise de sinais de eletrocardiograma, pelo fato do “eletrocardiograma ser um tipo de sinal onde é necessário a extração de informações nos domínios de tempo e frequência” (MAGALHÃES, 2012, p.31).

Uma das técnicas mais utilizadas no processamento de sinais é a transformada de Fourier (TF), que trabalha no domínio de tempo-frequência, porém,

torna-se inadequada por possuir alta complexidade computacional. Graças a sua propriedade de localização tempo-frequência de um sinal, a transformada wavelet

facilita consideravelmente o estudo do comportamento de sinais, tais como singularidade e suavidade, bem como das características das mudanças locais sem alterações no estado do sinal quando essas características são comparadas com aquelas em outras regiões de frequência ou tempo (SABLÓN, MENDEZ, IANO, 2010).

A transformada wavelet (TW) é estudada em diversas áreas, tais como: estatística, geofísica, processamento de sinais, análise numérica, ciência da computação, física quântica, equações diferenciais, medicina, entre outras. Sendo empregadas “para transformar o sinal a ser investigado em outra representação que apresenta a informação do sinal de uma forma mais útil” (ADDISON, 2002, apud MAGALHÃES, 2012, p.32).

2.3.1 Wavelet

O termo wavelet significa ondellentes ou small waves (pequenas ondas). Conforme explica Sablón, Mendez e Iano (2010), as ondas wavelets oscilam e suas curvas tem decaimento a zero em relação á área algébrica, como mostra a equação 1:

$$\int_{-\infty}^{\infty} \psi(t) dt = 0 \quad (1)$$

São denominadas de pequenas ondas por serem localizadas no tempo, suas bases são formadas por senos e cossenos infinitos, contrastando com as bases de Fourier. As funções senoidais e cossenoidais são identificadas no espaço de frequência, mas diferente da função do tempo, elas não decrescem a zero. Em contrapartida, as wavelets desfrutam de boa localização no espaço de tempo e boa propriedade, e caem a zero quando $t \rightarrow \pm\infty$.

A construção de uma wavelet se dá a partir da função básica denominada wavelet-mãe $\psi(t)$, e cria suas bases a partir de dilatações e deslocamentos $\psi(at - b)$. Para wavelets discretas, acontece a dilatação (a) e a translação (b) de forma restrita e discretamente, onde $a = 2^j$ e $b = k$, sendo j e k inteiros.

Essa estrutura possibilita a transformada wavelet oferecer uma ótima resolução em tempo e frequência, e ainda a possível representação do conjunto de dados. Também conhecida como análise de multiresolução.

2.3.2 Transformada wavelet

Conforme Magalhães (2012, p.34) expõe,

A transformada wavelet se torna de extrema importância, pois é utilizada como uma das principais ferramentas para o processamento do sinal de um ECG para extração do complexo QRS, sendo utilizado como uma espécie de filtro de sinal.

Existem dois tipos de transformadas wavelets, sendo elas: a transformada wavelet contínua (TWC) e a transformada wavelet discreta (TWD). A seguir está descrito sobre cada uma.

2.3.2.1 Transformada wavelet contínua

A transformada wavelet contínua (TWC) da função $f(x)$ é definida pela equação 2:

$$TWC(a, b) = (f(x), \psi_{a,b}(x)) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x) \psi_{a,b}^*(x) dt \quad (2)$$

A expressão $\psi_{a,b}(x)$ é conhecida pelo conjunto das wavelets-filhotes, e é constituída de versões dilatadas, deslocadas ou comprimidas da wavelet-mãe, $\psi(x)$,

$$\psi_{a,b}(x) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{x-b}{a}\right) \quad (3)$$

O termo b da equação 3 corresponde ao deslocamento da wavelet, e a ao eslocamento, responsável pela compressão e dilatação. A constante \sqrt{a} se refere à normalização da energia em relação ao eslocamento (a).

Segundo Sablón, Mendez e Iano (2010), o eslocamento utilizado na transformada wavelet possui os mesmos significados das escalas usadas em mapas geográficos, no qual, as escalas menores permitem observar os detalhes e as escalas maiores oferecem visões globais.

Na transformada wavelet as escalas menores permitem analisar trechos mais curtos detalhadamente, enquanto que em escalas grandes possibilitam analisar trechos longos do sinal.

Em conformidade com Ely (2010), a transformada wavelet contínua apresenta sinais unidimensionais a partir de imagem tempo-escala em (a, b) . No entanto, esta representação é altamente redundante.

Como os valores a e b são contínuos, há repetições de informações, onde a redundância fica visível, porém, a TWC possui a vantagem de ser extremamente claro, o que favorece sua análise.

2.3.2.2 Transformada wavelet discreta

“A transformada wavelet discreta (TWD) tem como principal função transformar um sinal discreto no domínio do tempo para um domínio wavelet” (MAGALHÃES, 2012, p.36).

Para obter a TWD, o deslocamento e escalonamento são discretizados, e a variável do tempo mantém-se contínua.

O conjunto que fornece a TWD é constituído por pontos em uma grade no domínio de deslocamento-escala. Sablón, Mendez e Iano (2010), explica que essa grade é indexada por dois números inteiros, sendo eles m e n . O inteiro m , é referente à escala e o inteiro n , se refere ao deslocamento. O escalonamento a é discretizado da seguinte forma: $a = a_0^m$, enquanto b é discretizado proporcional a a .

$$b = n \cdot b_0 \cdot a_0^m = k \cdot a_0^m \quad (4)$$

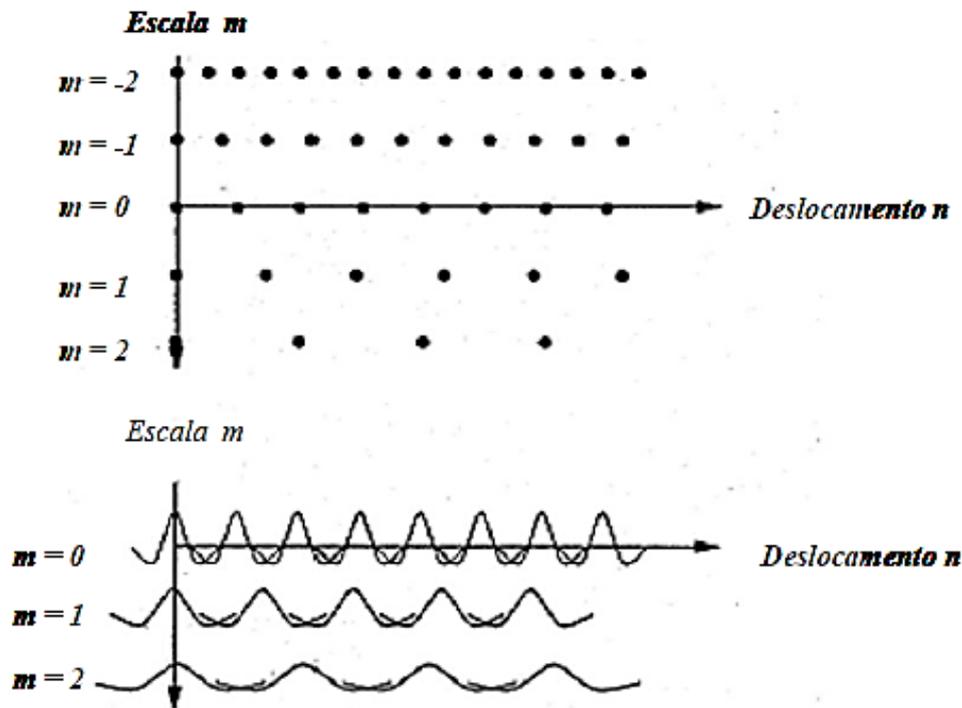
As constantes a_0 e b_0 da equação 4 são respectivamente os comprimentos dos passos discretos de deslocamento e escalonamento. A transformada wavelet discreta de um de um sinal $f(x)$ é estabelecida como apresentado na equação 5:

$$TWD(m, n) = \frac{1}{\sqrt{a_0^m}} \int_{-\infty}^{\infty} f(x) \psi^* (a_0^{-m} x - k) dx \quad (5)$$

Para grandes valores de a , a resolução no tempo é pequena e os passos de deslocamentos são grandes. Para valores pequenos de a , a resolução no tempo é grande e os passos de deslocamentos são pequenos. Isso explica o fato do deslocamento ser proporcional ao escalonamento (SABLÓN, MENDEZ, IANO, 2010).

Como é ilustrado na figura 8, cada ponto condiz com uma wavelet $\psi_{a,b}(x)$, e cada valor de m refere-se a wavelets de larguras diferentes. As wavelets de alta frequência (estreitas) são deslocadas por meio de passos menores, e as wavelets de baixa frequência (largas), por meio de passos maiores.

Figura 8 – Grade de amostragem e conjunto de funções da discretização dos parâmetros a e b



Fonte: Sablón, Mendez, Iano (2010)

Se utilizado o conceito de multiresolução é possível desenvolver algoritmos para o cálculo de transformada. A análise de multiresolução é feita através da wavelet mãe $\psi(t)$ e a função escala $\Phi(t)$, e tem de ser ortogonais entre si e durante os níveis de resolução. As funções 6 e 7 estão relacionadas as inúmeras funções de escala e wavelet.

$$\Phi_{m,n}(t) = 2^{-\frac{n}{2}} \Phi(2^m t - n) \quad (6)$$

$$\psi_{m,n}(t) = 2^{-\frac{n}{2}} \psi(2^m t - n) \quad (7)$$

Os níveis de resolução podem ser descritos como um alinhamento dos espaços de funções. Cada espaço V_m é coberto pelas funções de bases $\Phi_{m,n}(t)$, e as funções $\psi_{m,n}(t)$ estão inseridas nos espaços W_m , cada termo é o complemento de V_m em conformidade com V_{m+1} podendo ser descrita da seguinte maneira:

$$V_{m+1} = V_m \oplus W_m \quad (8)$$

Os termos V_m e W_m estão contidos em V_{m+1} , nesse caso ambos podem ser expressados como uma combinação linear de V_{m+1} , sendo elas ponderadas por coeficientes $g[n]$ e $h[n]$.

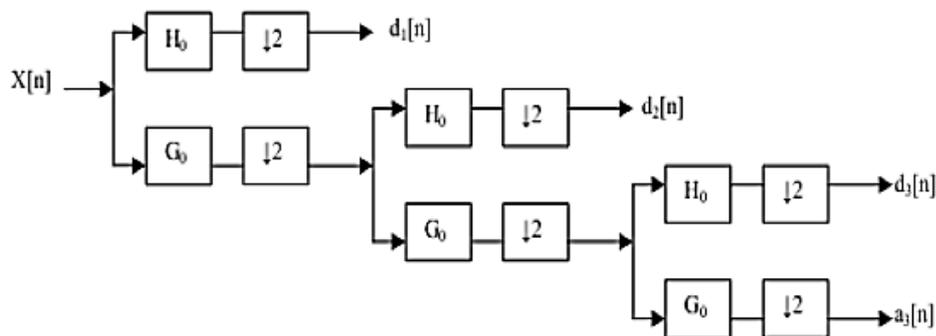
$$\Phi_{m,n}(t) = \sum_k g[k - 2n]\Phi_{m+1,k}(t) \quad (9)$$

$$\psi_{m,n}(t) = \sum_k g[k - 2n]\Phi_{m+1,k}(t) \quad (10)$$

A aplicação das equações 9 e 10 é chamado de decomposição, e pode ser entendido como um filtro passa-baixa, ligada a função de escala, passa alta, e a função wavelet, subsequentes de uma subamostragem, um processo que diminui a resolução do tempo pela metade, e duplica a frequência ao mesmo tempo. Este processo é realizado a cada nível.

A decomposição do sinal de cada nível produz $d_j[n]$, que são as informações detalhadas do filtro passa-alta, e $a_j[n]$, onde produz as informações do filtro passa-baixa contendo uma aproximação, como pode ser observado na figura 9.

Figura 9 – Decomposição de um sinal utilizando wavelet



Fonte: Magalhães (2012)

3 METODOLOGIA EXPERIMENTAL

3.1 MatLab

O termo MATLAB se origina das palavras MATrix LABoratory (Laboratório de Matrizes). É um software voltado para execução de cálculos científicos e de engenharia. O programa foi construído com o intuito de realizar operações matemáticas sobre matrizes, mas com o passar dos anos transformou-se em uma ferramenta flexível capaz de solucionar qualquer problema técnico (CHAPMAN, 2003).

O MATLAB integra cálculos com matrizes, análise numérica, construção de gráficos e processamento de sinais, além de possuir bibliotecas auxiliares (Toolboxes) que facilitam na resolução de problemas. Por se tratar de uma ferramenta de fácil utilização e possuir facilidades gráficas, este software foi escolhido para o desenvolvimento do projeto.

3.1.1 Toolboxes utilizadas

A principal toolbox utilizada foi a wavelet, a qual fornece funções e aplicativos para analisar sinais e imagens. Com a caixa de ferramenta wavelet é possível obter representações de dados, útil para compactar os dados sem perder os recursos importantes.

Também foi usado uma interface GUI (Interface gráfica do utilizador), que permite a interação do usuário com dispositivos digitais a partir de elementos gráficos, deixando mais simples a utilização das funções referentes ao MatLab.

Serão empregadas somente algumas funções desta toolbox, sendo elas, a função *wavedec* e *appcoef*, as mesmas estão descritas nas seções abaixo.

3.1.1.1 *Wavedec*

A função *wavedec* encarrega-se de fazer uma análise wavelet unidimensional de variados níveis empregando uma wavelet específica ou usando um par de filtros específicos de decomposição.

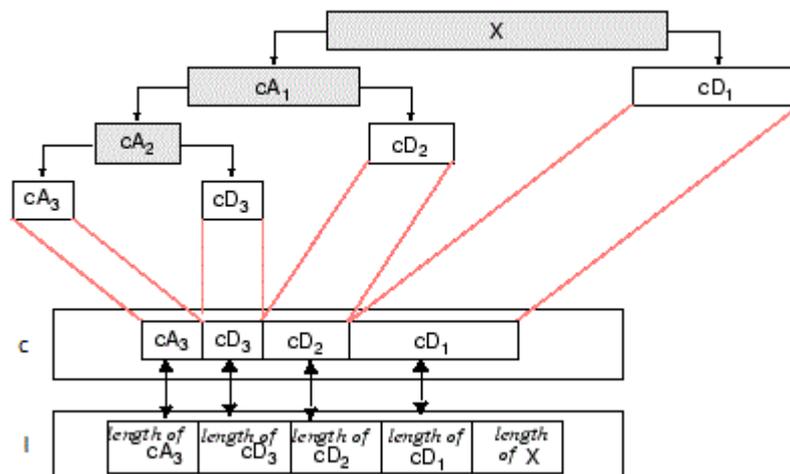
Sua sintaxe é descrita como:

$$[c, l] = \text{wavedec}(x, n, \text{wname}) \quad (11)$$

$$[c, l] = \text{wavedec}(x, n, \text{LoD}, \text{HiD}) \quad (12)$$

Onde, na equação 11 tem-se como retorno a wavelet decomposta de um sinal x até o nível n , utilizando uma wavelet wname . A decomposição de saída contém os valores de c , e em l , os vetores contendo os tamanhos de cada decomposição realizada. Na figura 10 é demonstrado em diagrama essa estrutura de decomposição.

Figura 10 – Diagrama de decomposição do sinal até o nível 3

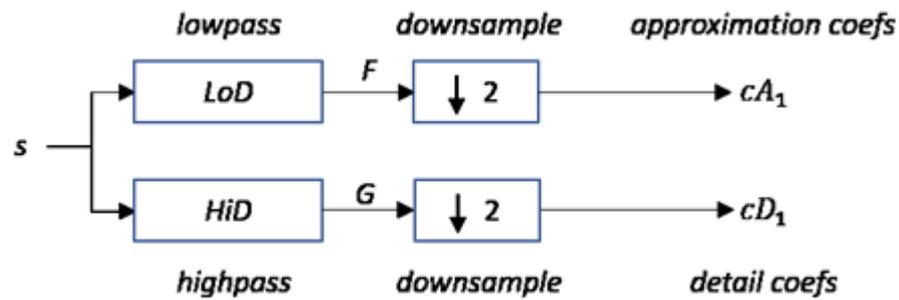


Fonte: MathWorks (2018)

E na equação 12 o retorno da wavelet decomposta é realizado através de filtros passa-baixa e passa-alta (LoD e HiD), usando valores especificados pelo usuário.

O algoritmo da função `wavedec` funciona do mesmo modo que a TWD, onde um sinal s de comprimento N produz dois tipos de coeficientes: os coeficientes de aproximação (cA_1) e de detalhe (cD_1), sendo este o primeiro passo da transformada. Convolvendo o sinal s com o filtro passa-baixa, obtêm-se os coeficientes de aproximação, e com o filtro passa-alta os coeficientes de detalhe, como mostrado na figura 11.

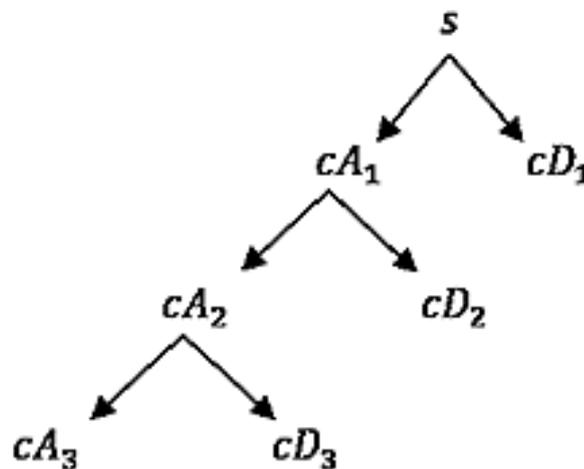
Figura 11 – Decomposição de um sinal s



Fonte: MathWorks (2018)

A próxima etapa consiste em dividir em duas partes os coeficientes de aproximação (cA_1), substituindo o sinal original por cA_1 e obtendo cA_2 e cD_2 , assim sucessivamente, como ilustrado na figura 12.

Figura 12 – Árvore de decomposição do sinal até o nível 3



Fonte: MathWorks (2018)

3.1.1.2 Appcoef

A função `appcoef` calcula os coeficientes de aproximação de um determinado sinal, criados pela função `wavedec`. Sua sintaxe pode ser definida como: $A = \text{appcoef}(C, L, 'wname', N)$ ou $A = \text{appcoef}(C, L, Lo_R, Hi_R, N)$, recebendo como

resultado o último coeficiente de aproximação da decomposição wavelet realizada anteriormente.

3.2 Base de dados MIT-BIH

Para deixar o projeto o mais próximo da realidade, foram usados eletrocardiogramas do banco de dados de arritmia MIT-BIH, o qual possui 48 registros de ECG reais, e o banco de dados de fibrilação auricular MIT-BIH, que inclui 25 gravações de indivíduos humanos com esta patologia.

Criado em 1975 pelo Beth Israel Deaconess Medical Center juntamente com o MIT (Instituto de Tecnologia de Massachusetts), o banco de dados foi construído com o objetivo de apoiar pesquisas com análise de arritmias e assuntos relacionados.

As gravações foram coletadas de pacientes internados e ambulatoriais do hospital em Boston, e digitalizadas em uma frequência de 360 e 250 amostras por segundo com uma faixa de 10 mV e resolução de 11 e 12 bits. Dois ou mais cardiologistas acompanharam as gravações e fizeram anotações para cada registro, a fim de disponibilizar resultados encontrados por eles, profissionais experientes e auxiliar na comparação de resultados obtidos através de análises computacionais.

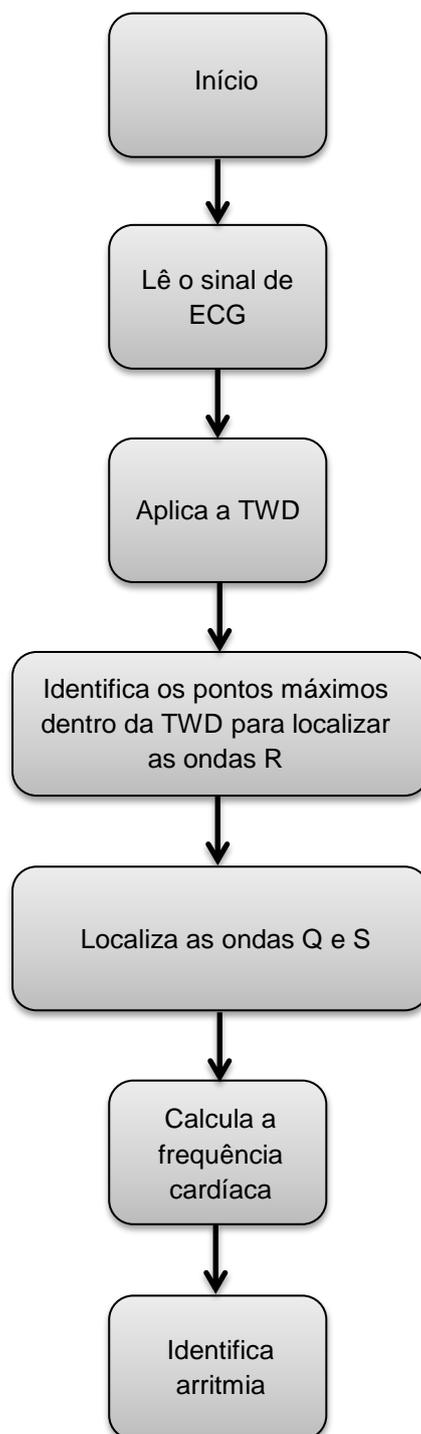
3.3 Apresentação da solução proposta

Primeiramente, o algoritmo criado irá fazer a leitura do sinal de eletrocardiograma, e em seguida aplicará a transformada wavelet para decompor o sinal.

O complexo QRS é a chave para detecção da maioria das cardiopatias, pois compõe as ondas mais aparentes do ECG, facilitando na hora de analisá-los. A onda R é o principal ponto de avaliação deste algoritmo, por ser a mais característica no eletrocardiograma, e a partir dela, torna-se mais fácil a localização das ondas Q e S.

Feito isso, é possível encontrar a frequência cardíaca e identificar arritmia do tipo fibrilação auricular. No fluxograma da figura 13, é mostrado o algoritmo utilizado neste projeto.

Figura 13 – Fluxograma do algoritmo criado



Fonte: Próprio autor (2018)

Cada etapa deste algoritmo será descrita nas seções seguintes, e o código utilizado é apresentado no final deste trabalho, em apêndice A. As seções 3.3.2; 3.3.3 e 3.3.4 foram desenvolvidas tendo como base a ideia retirada do trabalho Sistema de Análise para Eletrocardiograma, escrito por Willian Verri Carneiro Magalhães.

3.3.1 Sinais analisados

O foco principal deste projeto é analisar um sinal de eletrocardiograma e detectar arritmia do tipo fibrilação auricular, mas, primeiramente é necessário conhecer as características dos sinais que serão analisados.

Como dito anteriormente na seção 2.2.1.3 do capítulo anterior, a fibrilação auricular é caracterizada por impulsos rápidos e irregulares, e por isso, apresenta frequência cardíaca alta, entre 120 e 180 batimentos por minuto.

Neste tipo de cardiopatia a aferição da frequência é feita a partir das distâncias entre os complexos QRS.

Para conferir os resultados no algoritmo criado, foi usado também eletrocardiogramas com ritmos cardíacos normais, no qual a frequência cardíaca mantém-se entre 60 e 100 batimentos por minuto.

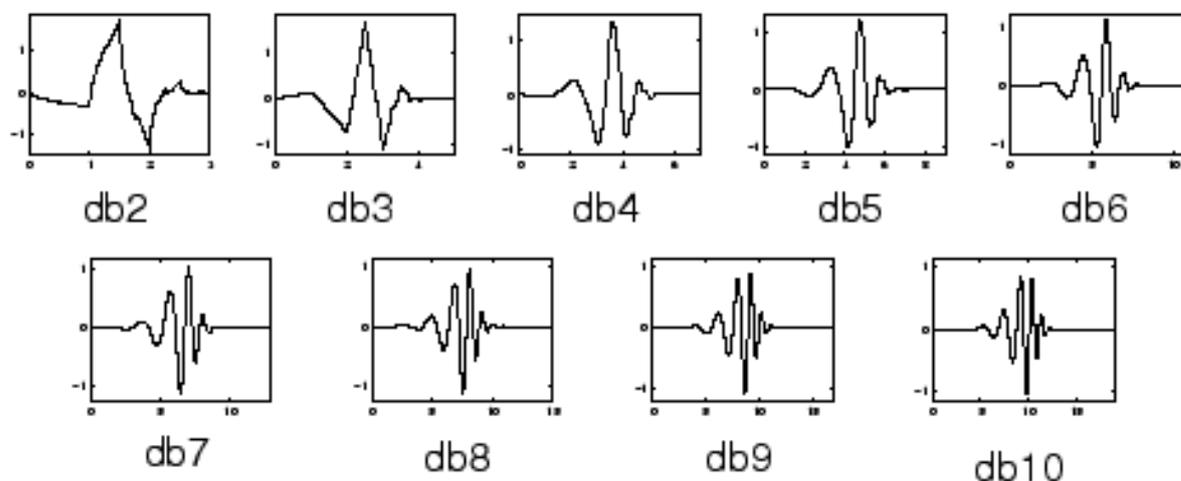
3.3.2 Aplicação da transformada wavelet

Nesta etapa, primeiramente é realizada a decomposição do sinal usando a transformada wavelet discreta juntamente com a função `wavedec` do MATLAB, que foi explicada anteriormente.

Para realizar o processamento de sinais é importante escolher o tipo de wavelet a ser utilizada. Geralmente são selecionadas as que possuem formato semelhante ao sinal escolhido.

Dentre as famílias de wavelet estão as Biortogonais, Coiflets, Daubechies, Haar, Meyer, entre várias outras. Para analisar o sinal estudado será empregado a wavelet da família Daubechies, “recomendada para análise de sinais elétricos por mais se aproximar a forma do sinal” (MAGALHÃES, 2012, p. 49), sendo nomeada por `dbN`, onde `N` se refere ao nível de decomposição.

Figura 14 – Funções wavelets Daubechies



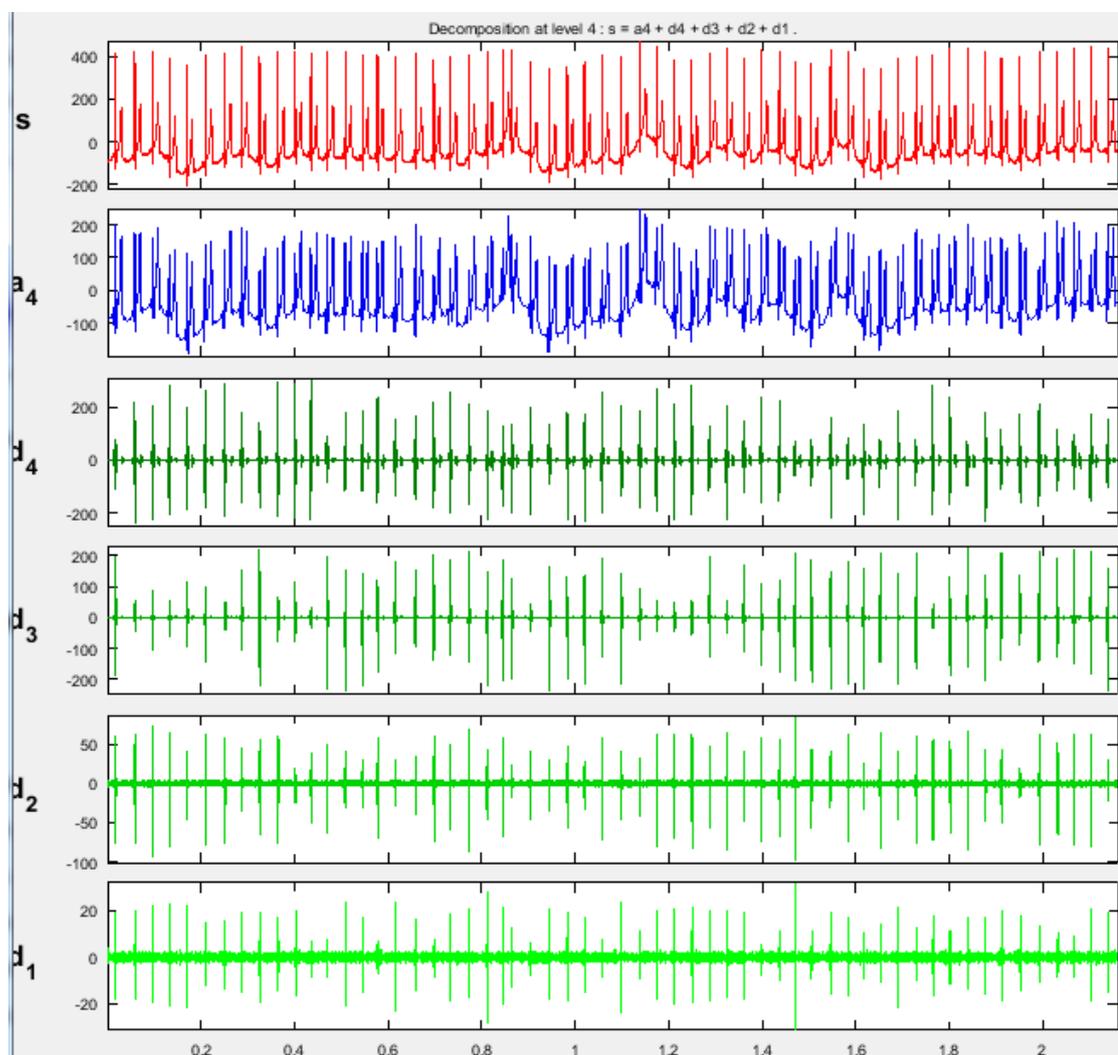
Fonte: MathWorks (2018)

Este algoritmo realiza a decomposição do sinal até o nível 4, obtendo como resultado os coeficientes de aproximação da decomposição do último nível e os coeficientes de detalhes dos níveis anteriores, assim como, a variável usada como base para reconstrução do sinal, contendo a informação referente aos tamanhos de cada sinal.

Continuamente, após a decomposição é realizada a recomposição do sinal, este processo se dá através da função `appcoef` da toolbox wavelet. Por meio deste, recupera-se o sinal decomposto no passo anterior, mantendo as características do sinal original, mas eliminando os ruídos.

Na figura 15, é mostrado um sinal de eletrocardiograma após a aplicação da transformada wavelet discreta usando a função `wavedec`, seguida do coeficiente de aproximação do quarto nível e os coeficientes de detalhes dos níveis 4, 3, 2 e 1.

Figura 15 – Estrutura de decomposição do sinal usando TWD e os coeficientes de aproximação e detalhes



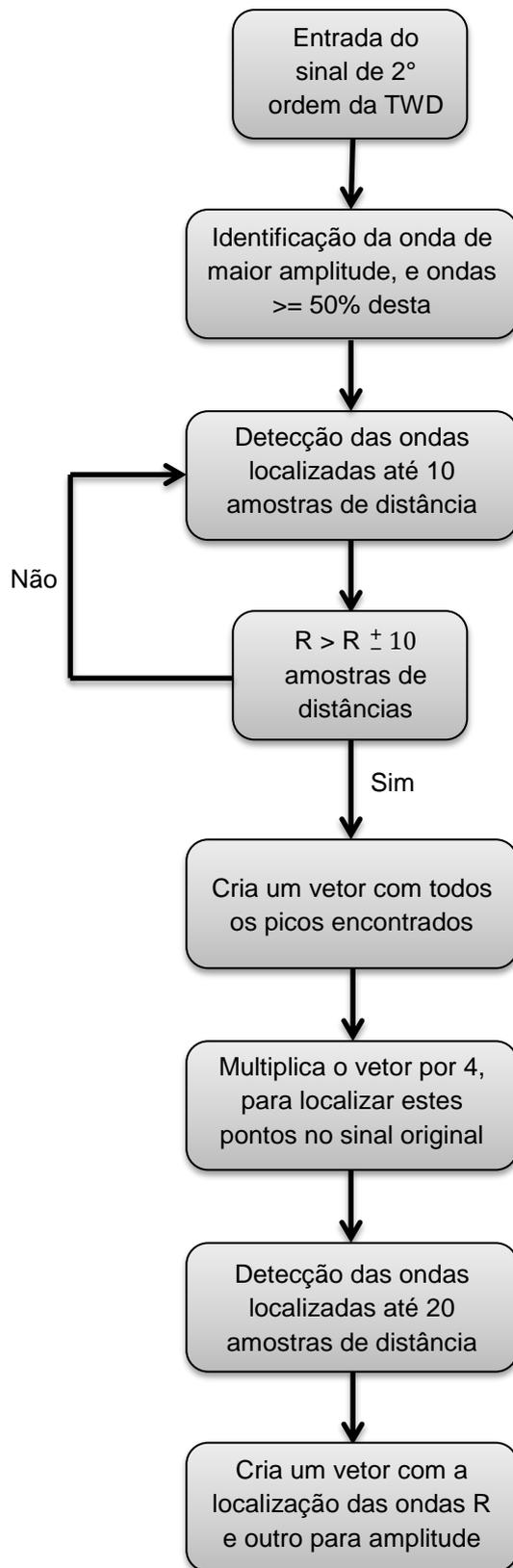
Fonte: Próprio autor (2018)

Quanto maior for o nível de decomposição, mais o sinal se normaliza em zero, por isso, será utilizada a transformada wavelet de segunda ordem, escolhida por preservar o sinal com as características originais, no entanto com muito menos ruídos.

3.3.3 Identificação dos picos de onda R

Depois de concluída a retirada dos ruídos do sinal, imediatamente são localizados os picos da onda R, por está ser a mais evidente no eletrocardiograma. O algoritmo para localização desta usa o sinal de segunda ordem da transformada wavelet. No fluxograma da figura 16 fica mais fácil o entendimento deste processo.

Figura 16 – Fluxograma do algoritmo para identificação dos picos da onda R



Fonte: Próprio autor (2018)

A identificação das ondas R é feita de modo que todos os picos maior ou igual a 50% da maior amplitude são considerados, porém, este método encontra muitos pontos de falso-positivo. Desta maneira, com o intuito de sanar este tipo de problema, serão tratados apenas os pontos de maior amplitude em uma distância de 10 amostras.

Por se tratar do sinal de segunda ordem do sinal original (escala 2^2), é necessário multiplicar os valores do vetor com os picos encontrados, por 4, para facilitar a localização da onda R. Porém, este procedimento ainda não trará o valor exato da mesma, sendo recomendado repetir o passo anterior, procurando por pontos máximos em uma microrregião de até 20 amostras de distância.

3.3.4 Identificação das ondas Q e S

Após a localização das ondas R é possível identificar as ondas Q e S, que situam à frente e atrás da onda R, caracterizadas por possuírem os pontos mínimos antecessores e sucessores desta, complementando assim o complexo QRS.

Tendo o conhecimento disto, foi desenvolvido um algoritmo que localize cada uma destas ondas, sendo estes demonstrados abaixo em fluxograma.

Figura 17 – Fluxograma do algoritmo de identificação da onda Q (continua)

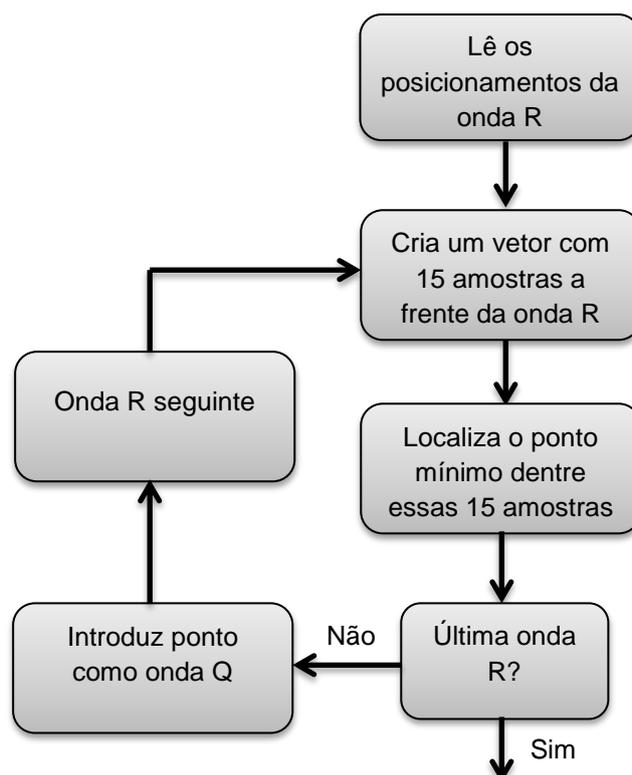
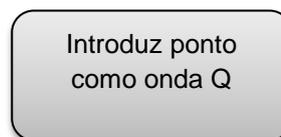
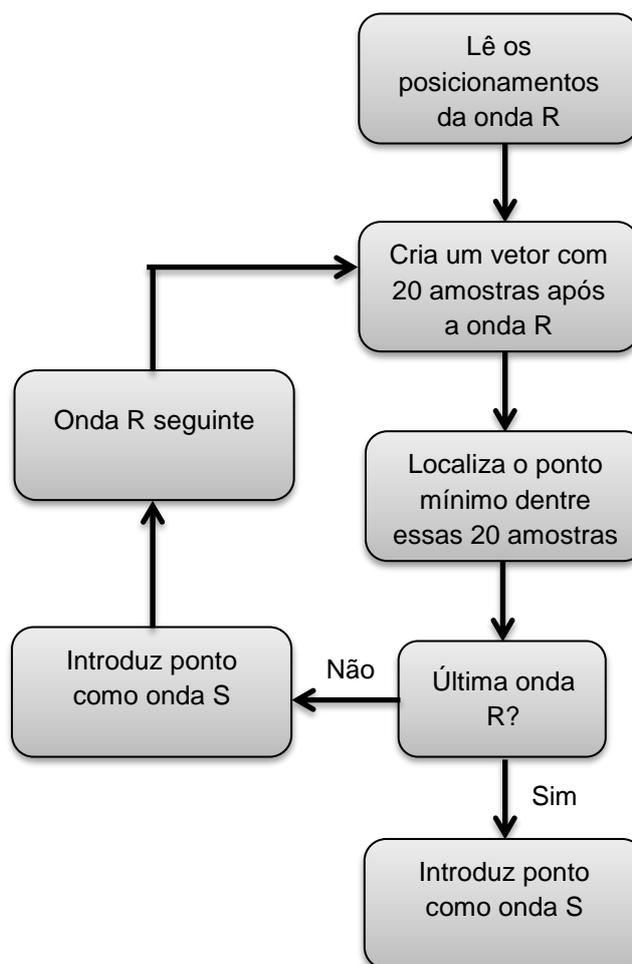


Figura 17 – Fluxograma do algoritmo de identificação da onda Q (continuação)



Fonte: Próprio autor (2018)

Figura 18 – Fluxograma do algoritmo de identificação da onda S



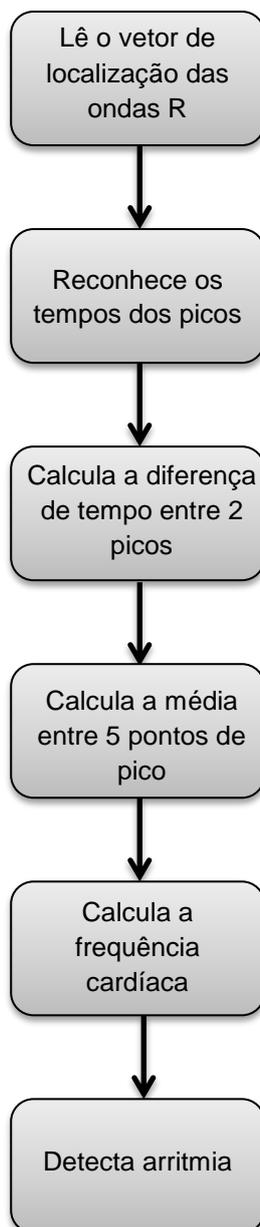
Fonte: Próprio autor (2018)

Como pode ser visto no algoritmo de identificação da onda Q, utilizou-se 15 amostras de distância a frente da onda R. De acordo com Magalhães (2012), a onda Q situa-se a 40 milissegundos (ms) antes da onda R, e por esse motivo, foram utilizadas essas 15 amostras, que equivalem a 42 ms. O mesmo acontece para a onda S, porém, esta encontra-se a 50 ms após a onda R, sendo utilizado então, 20 amostras de distância, que equivalem a 55 ms.

3.3.5 Detecção de arritmia

Na última etapa é feita a detecção da possível arritmia tratada neste trabalho, a fibrilação auricular. O algoritmo para tratamento deste está ilustrado na figura 19.

Figura 19 – Fluxograma do algoritmo para detecção de arritmia



Fonte: Próprio autor (2018)

Somente com a onda R é possível identificar a frequência cardíaca, pois esta já é suficiente. Sabendo disto, foi criado um laço “for” para calcular o valor do tempo desses picos, valores estes que serão a base para identificação da frequência cardíaca.

Em seguida é criado outro laço “for” para reconhecer a diferença de tempo entre dois picos, no qual é calculada a diferença de tempo entre o primeiro e o segundo ponto, entre o segundo e terceiro ponto, e assim sucessivamente.

Posteriormente é calculada uma média entre 5 valores armazenados, onde acontece o janelamento, isto é, efetua-se uma média do primeiro ao quinto ponto, do segundo ao sexto ponto, do terceiro ao sétimo ponto, e assim por diante. Este janelamento é importante para reduzir valores muito alto ou muito baixo que possam prejudicar os resultados. Os valores encontrados são armazenados e a partir deles é encontrada a frequência cardíaca em batimentos por minuto (BPM), usando a equação 13.

$$FQ_{med} = \frac{1}{media(t_{med})} \times 60 \quad (13)$$

Sendo que: t_{med} corresponde ao vetor que armazenou os valores médios entre os 5 pontos de pico, e $media$ é a média de todos os elementos do vetor t_{med} .

A partir da frequência média é possível identificar arritmia. Como foi mencionado na seção 3.3.1, para diferenciar os tipos de cardiopatias existentes, é estipulado uma frequência para identificação de cada uma. Neste projeto foi tratado a fibrilação auricular, e seu reconhecimento acontece da seguinte forma:

- FQ_{med} acima de 117 batimentos por minuto é detectado fibrilação auricular;
- FQ_{med} acima de 56 BPM é caracterizado como ritmo cardíaco normal;
- FQ_{med} diferente destes valores, fibrilação auricular não detectada.

Por se tratar de um valor médio, equivalente a média efetuada entre os pontos de pico R do sinal, pode ocorrer variações no valor encontrado em relação ao valor real da frequência, negativamente ou positivamente. Devido a isto, foi usado 117 BPM para detectar fibrilação auricular e 56 BPM para identificar ritmo cardíaco normal.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo serão descritos os resultados obtidos utilizando o algoritmo criado. As simulações foram realizadas no ambiente MatLab, em sua versão 9.0.0.341360 (R2016a), juntamente com a toolbox wavelet já implementada dentro do software.

Os sinais de eletrocardiograma usados neste projeto foram retirados da base de dados MIT-BIH de arritmias, que contém ECGs reais com todos os tipos de arritmias existentes, porém alguns sinais não são limpos o suficiente para detecção de certos tipos de patologias dentro do algoritmo, por isso, foi usado também o banco de dados de fibrilação auricular MIT-BIH, por este possuir eletrocardiogramas tratados para identificação desta.

Para leitura dos mesmos utilizou-se a página da web PhysioBank ATM, onde é possível visualizar os sinais e convertê-los de sinais digitais para arquivos no formato .mat, para que o MatLab possa ler e processar os dados.

Realizada a conversão dos sinais é possível implementá-los no algoritmo, sendo este o primeiro passo do projeto. Na figura 20 pode-se visualizar exemplos de sinais de eletrocardiograma utilizados nesta análise, onde estes são compostos por duas variáveis: amplitude em função do tempo.

Figura 20 – Sinais de ECG (continua)

(a) Sinal 113

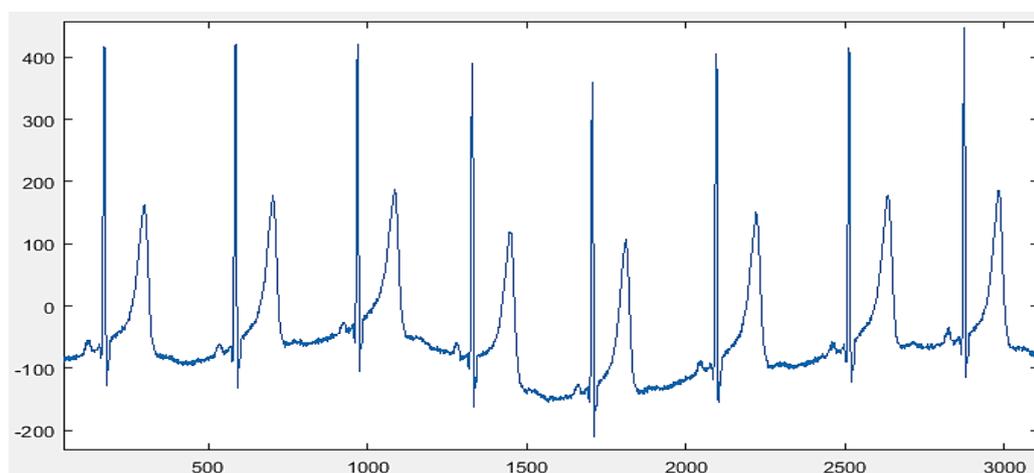
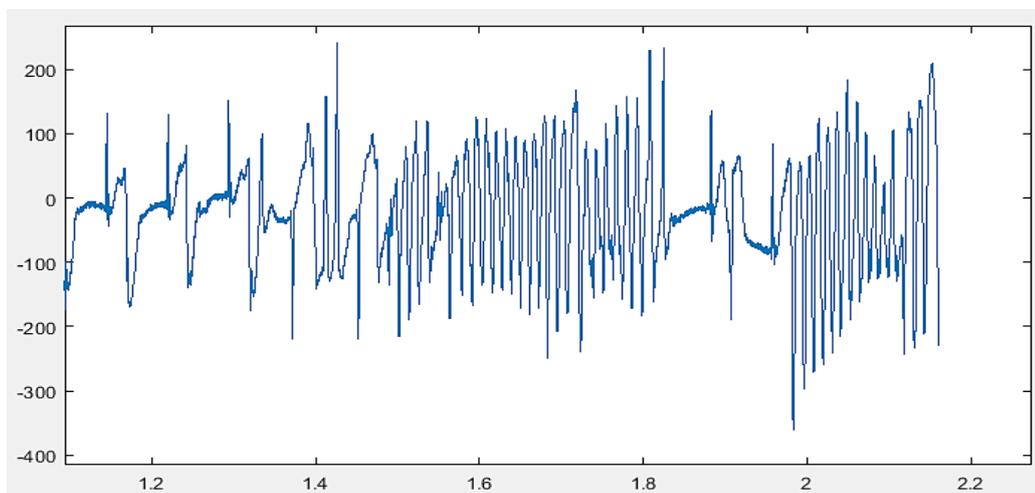
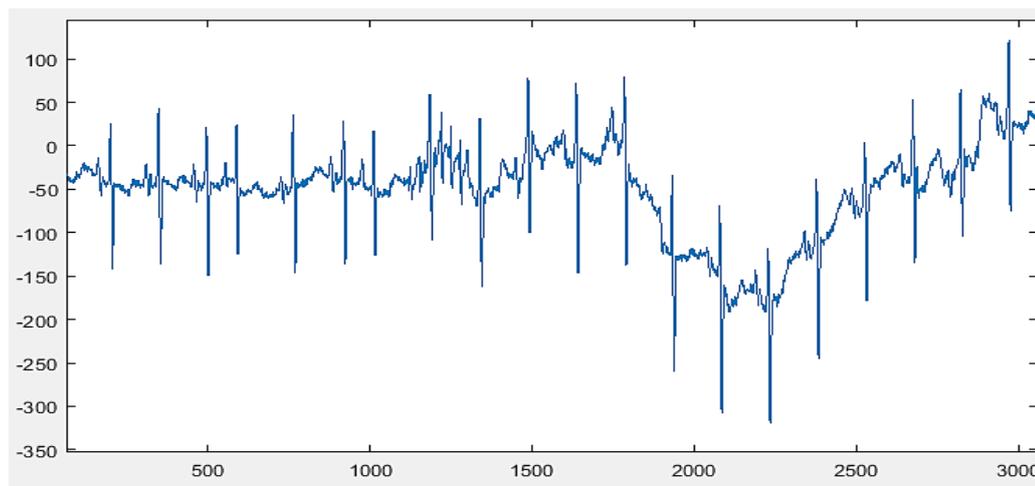


Figura 20 – Sinais de ECG (continuação)

(b) Sinal 207



(c) Sinal 08219



Fonte: Próprio autor (2018)

O sinal 113 representa o eletrocardiograma de um paciente saudável, e os demais são de pacientes com problemas cardiovasculares, especificadamente, o sinal 207 pertence a um paciente com bigeminia ventricular e o sinal 08219 a um paciente com fibrilação auricular.

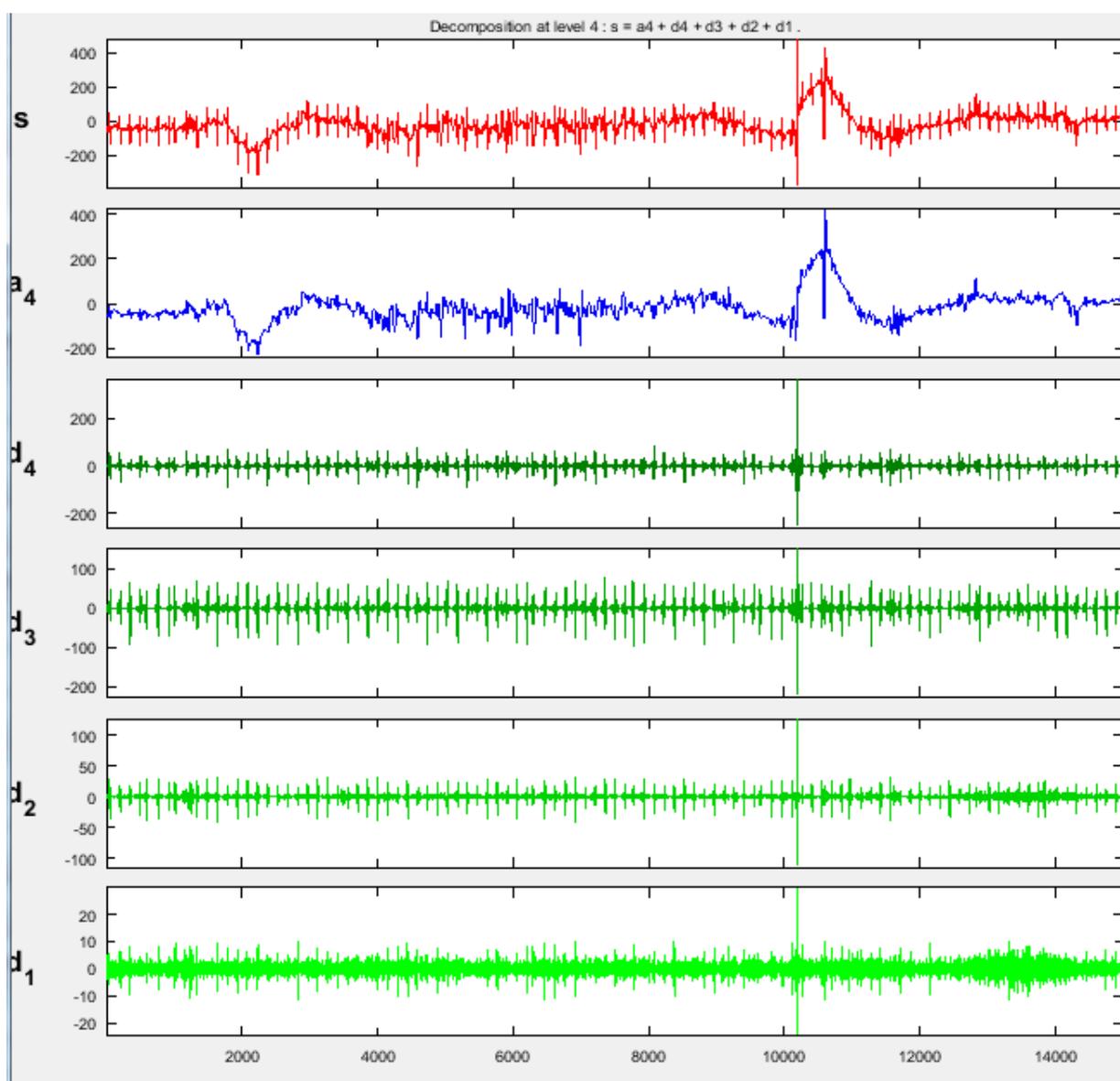
O ponto principal deste projeto é a identificação de fibrilação auricular, os sinais 113 e 207 foram utilizados apenas para teste.

O próximo passo consiste em aplicar a transformada wavelet, usando a função `wavedec` para decomposição do sinal original e a função `appcoef` para

recomposição. Este processo é de extrema importância, pois é a partir do sinal decomposto que é feito o reconhecimento das ondas R para detecção de arritmia, por este apresentar menos ruídos que o sinal original. Na figura 21 é demonstrada esta aplicação para o sinal 08219.

Do mesmo modo acontece para os outros sinais.

Figura 21 – Aplicação da TWD no sinal 08219 - decomposição em 4 níveis



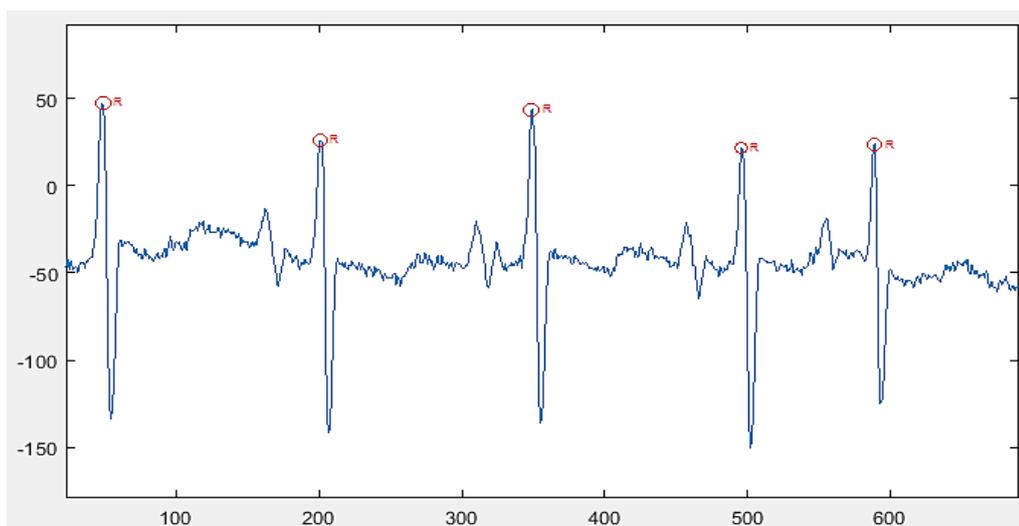
Fonte: Próprio autor (2018)

Verifica-se que as decomposições geradas pela TWD apresentam muitos ruídos nos níveis d_4 e d_3 em relação ao nível d_2 . Em virtude disso, o sinal decomposto de escala 2^2 é o mais indicado para distinguir a onda R no sinal, sendo

então, este o escolhido para a análise.

Depois de efetuada a localização dos pontos de máximo no sinal decomposto pela transformada wavelet discreta, é realizada a identificação dos picos da onda R no sinal original, como mostrado na figura 22.

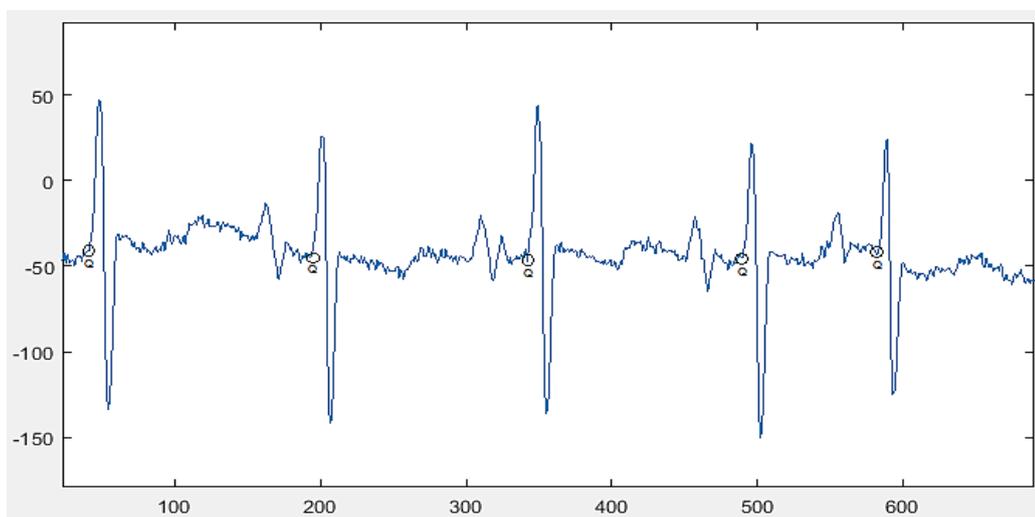
Figura 22 – Identificação dos picos da onda R no sinal 08219



Fonte: Próprio autor (2018)

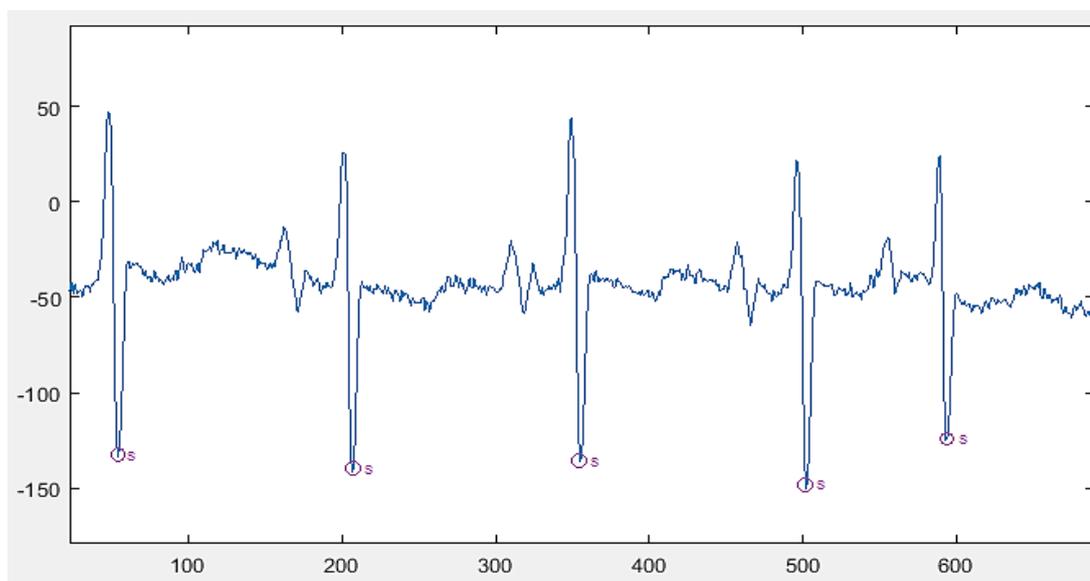
Localizadas as ondas R encontram-se as ondas Q e S, completando o complexo QRS. Assim como foi explicado anteriormente, no capítulo 3, as ondas Q situam-se a frente da onda R, e as ondas S após a onda R. Conforme é ilustrado na figura 23.

Figura 23 – Localização das ondas Q no sinal 08219



Fonte: Próprio autor (2018)

Figura 24 – Localização das ondas S no sinal 08219



Fonte: Próprio autor (2018)

Após a identificação de todas as ondas do complexo QRS no sinal, é iniciado o cálculo da frequência cardíaca e detectada as possíveis arritmias encontradas. A forma como é efetuado encontra-se mostrado na seção 3.3.5 do capítulo anterior.

4.1 Testes utilizando eletrocardiogramas do MIT-BIH

Para validar a detecção de arritmia cardíaca do tipo fibrilação auricular no algoritmo criado, utilizou-se sinais com duração de 1 minuto, cada um contendo 21.600 amostras de sinais.

Os testes foram efetuados usando os sinais contidos na tabela 1, no qual pode-se observar também, os resultados encontrados.

Tabela 1 – Resultados encontrados com o algoritmo criado (continua)

Sinal de ECG	Arritmia presente	Frequência do sinal	Frequência detectada	Arritmia detectada
Sinal 113	Paciente saudável	48 – 87	59	Ritmo cardíaco normal
Sinal 115	Paciente saudável	50 – 84	62	Ritmo cardíaco normal

Tabela 1 – Resultados encontrados com o algoritmo criado (continuação)

Sinal 122	Paciente saudável	67 – 97	88	Ritmo cardíaco normal
Sinal 207	Bigeminia ventricular	49 – 83	45	Fibrilação auricular não detectada
Sinal 04908	Fibrilação auricular	120 – 180	158	Fibrilação auricular detectada
Sinal 08215	Fibrilação auricular	120 – 180	170	Fibrilação auricular detectada
Sinal 08219	Fibrilação auricular	120 – 180	186	Fibrilação auricular detectada

Fonte: Próprio autor (2018)

Verifica-se que os testes realizados comprovaram que é possível o uso de transformadas wavelet para detectar arritmia cardíaca do tipo fibrilação auricular automaticamente. Como foi explicado, por se tratar de um valor médio, podem ocorrer variações positivas ou negativas no valor da frequência encontrada no algoritmo em relação à frequência real do sinal, isso justifica a frequência cardíaca detectada nos sinais 207 e 08219.

No mais, houve êxito na detecção de arritmia do tipo fibrilação auricular, já que o algoritmo implementado no MatLab conseguiu detectar corretamente todos os sinais analisados, conferindo com os resultados disponibilizados pelos médicos especialistas que fizeram as anotações dos sinais do banco de dados MIT-BIH, mostrando o quão eficiente pode ser no auxílio de problemas cardiovasculares.

5 CONCLUSÕES

O principal objetivo deste projeto foi desenvolver um algoritmo no MatLab, que fosse capaz de processar um sinal de eletrocardiograma do tipo fibrilação auricular, e utilizando a transformada wavelet analisasse-o e apresentasse os resultados encontrados.

O algoritmo criado realiza a análise do sinal através do reconhecimento de sinais do banco de dados do MIT-BIH dentro do software MatLab, e utilizando ferramentas matemáticas como a transformada wavelet discreta juntamente com a função Daubechies, decompõe o sinal eliminando ruídos e evidenciando os pontos característicos, facilitando no reconhecimento do complexo QRS, para então, calcular a frequência cardíaca do sinal e detectar a arritmia conhecida. Para verificar os resultados foram consultadas as anotações contidas junto aos sinais do banco de dados MIT-BIH, feitas por um ou mais cardiologistas.

O resultado da implementação deste algoritmo para identificação das características do sinal averiguado se deu de forma satisfatória, pois o mesmo conseguiu detectar arritmia corretamente em todos os sinais analisados, apresentando apenas uma oscilação na frequência encontrada, devido ao fato de ser um valor médio, o que pode ocorrer variações positivamente ou negativamente.

A principal vantagem do uso deste meio está na eficácia com que o algoritmo realiza a análise no MatLab, sem a necessidade de um especialista efetuar análise vetorial, cálculos matemáticos, e comparar os eletrocardiogramas com gráficos padrões, sendo bastante útil na hora de apresentar o laudo do exame ao paciente.

Vale ressaltar, que este método apenas auxilia no reconhecimento de arritmia do tipo fibrilação auricular, pois um eletrocardiograma pode apresentar ruídos causados por um eletrodo mal posicionado ou danificado, dificultando sua análise. Mas não descarta o diagnóstico por um médico especialista.

6 TRABALHOS FUTUROS

No decorrer do desenvolvimento deste trabalho de conclusão de curso, perceberam-se algumas possibilidades de melhorar este método de avaliação de sinais de eletrocardiograma, assim como, a vasta aplicabilidade da transformada wavelet para trabalhar melhor com resultados de exames. A seguir são apresentadas algumas recomendações que poderiam ser utilizadas em um novo projeto.

Uma das sugestões para trabalhos futuros é adaptar o algoritmo para o reconhecimento de todos os tipos de arritmias, já que ainda não é possível encontrar nenhum que o faça.

Outra opção seria criar uma plataforma online para auxiliar médicos no reconhecimento de doenças cardiovasculares, fazendo as devidas adaptações no código. Tendo como foco principal, realizar a leitura de sinais em tempo real.

Por fim, utilizar o processamento e compressão de imagens juntamente com a transformada wavelet para diagnosticar doenças como o câncer de mama. Visto que a transformada wavelet permite trabalhar minuciosamente cada partícula da imagem, possibilitando reconhecer anormalidades e até identificar problemas como o câncer.

REFERÊNCIAS

CHAPMAN, S. J. *Programação em MATLAB para engenheiros*. 2. Ed. São Paulo: Pioneira Thompson Learning, 2003. 255p.

DA SILVA, G. M. A. *Teoria Wavelet na Análise de Sinais de ECG como Auxílio na Detecção de Arritmias Cardíacas*. 2014. 6p. Trabalho de Conclusão de Curso (Pós-graduação em Engenharia Elétrica). Universidade Federal de Sergipe, São Cristóvão, SE, 2014.

ELY, F. C. *Análise de sinais de eletrocardiograma através de algoritmo baseado em Transformadas Wavelet*. 2010. 91p. Projeto de diplomação (Graduação em Engenharia Elétrica). Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Rio Grande do Sul, 2010.

FLEURY, M. T. L., WERLANG, S. *Pesquisa aplicada – reflexões sobre conceitos e abordagens metodológicas*. 2017. 5p. Disponível em: <https://bibliotecadigital.fgv.br/dspace/bitstream/handle/10438/18700/A_pesquisa_aplicada_conceito_e_abordagens_metodol%C3%B3gicas.pdf> Acesso em: 14 de Abril de 2018

GERHARDT, T. E., SILVEIRA, D. T. *Métodos de pesquisa*. 1. ed. Porto Alegre: Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2009, 120p.

GIL, A. C. *Como elaborar projetos de pesquisa*. 4. ed. São Paulo: Editora Atlas S. A. 2002, 176p.

GUYTON, HALL. *Tratado de Fisiologia Médica*. 12. ed. Rio de Janeiro: Editora Elsevier, 2011. 1112p.

LOPES, A. C. *Arritmias cardíacas*. São Paulo: Editora Atheneu, 2006. 349p.

MAGALHÃES, W. V. C. *Sistemas de análise para eletrocardiograma*. 2012. 80p. Trabalho de Conclusão de Curso (Engenharia de Computação). Centro Universitário de Brasília, Brasília, 2012.

MATHWORKS. *Wavedec*. Disponível em:
<<https://www.mathworks.com/help/wavelet/ref/wavedec.html>> Acesso em: 8 de Outubro de 2018

PHYSIONET. *MIT-BIH Arrhythmia Database*. Disponível em:
<<https://www.physionet.org/physiobank/database/mitdb/>> Acesso em: 31 de Agosto de 2018

PHYSIONET. *Physiobank ATM*. Disponível em:< <https://physionet.org/cgi-bin/atm/ATM>> Acesso em: 09 de Agosto de 2018

PHYSIONET. *The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database*. Disponível em:< <https://physionet.org/physiobank/database/afdb/>> Acesso em: 28 de Setembro de 2018

PORFIRIO, G. D. *Utilização das Transformadas Wavelets na detecção de características em um sinal de ECG*. 2011. 14p. Relatório (Engenharia Elétrica). Centro Universitário da FEI, Itajubá, MG, 2011.

SABLÓN, V. I. B., MENDEZ, L. R., IANO, Y. *A Transformada Wavelet no processamento e compressão de imagens*. 2010. 20p. Artigo (Mestrado em Engenharia Elétrica). Universidade Estadual de Campinas, São Paulo, 2010.

THALER, S. M. *ECG Essencial: Eletrocardiograma na prática diária*. 7. ed. Porto Alegre: Editora Artmed, 2013. 344p.

VIEIRA, Jeziane et al. *Manual básico de eletrocardiograma*. 2009. 68p. Trabalho acadêmico (Graduação em Enfermagem). Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, MG, 2009.

APÊNDICE A

Segue abaixo o código desenvolvido para ler o sinal de eletrocardiograma e detectar arritmia do tipo fibrilação auricular usando transformada wavelet. O mesmo foi implementado no software MatLab e encontra-se explicado e comentado.

```
%Detecção das características do sinal de eletrocardiograma do
tipo fibrilação auricular utilizando transformada wavelet
%Karem Aparecida Ferreira e Barros
%Curso de Engenharia Elétrica
%Faculdades Doctum de Caratinga
%2018

%Leitura do sinal ECG
%Sinal 04908 do MIT-BIH
clear all;
load 04908m.mat;
a = (val(1,:));
N = length(a);

%Aplicação da transformada wavelet
[C,L] = wavedec(a,4,'db4'); %Decompõe o sinal até o nível 4

cA1 = appcoef(C,L,'db4',1); %Recompõe o sinal
cA2 = appcoef(C,L,'db4',2);
cA3 = appcoef(C,L,'db4',3);
cA4 = appcoef(C,L,'db4',4);

%Reconhecendo os picos R do sinal
m1 = max(cA2)*.50;
M=find(cA2>=m1);
M1=M;
M2=[];
last = M1(1);
M2=[M2 last];
for x=2:1:length(M1)
    if (M1(x)>(last+10))
%Procura por ondas R até 10 amostras de distancias
        last = M1(x);
        M2=[M2 last];
    end
end
M3=M2*4;

Rloc=[];
for (x=1:1:length(M3))
    range = [M3(x)-20:M3(x)+20]
```

```
%Procura ondas R em um alcance de +/- 20 amostras de
distancias
```

```
    m=max(a(range));
    y=find(a(range)==m);
    pos=range(y);
    Rloc=[Rloc pos];
```

```
end
```

```
Ramp=a(Rloc);
```

```
%Reconhece as ondas Q e S do sinal
```

```
a=(val(1,:));
```

```
X=Rloc;
```

```
for j=1:1:length(X)
```

```
    %Onda Q
```

```
        i=(Rloc(1,j)-15):(Rloc(1,j)-5);
        m=min(a(i));
        c=find(a(i)==m);
        c=c(1);
        c=i(c);
        Qloc(1,j)=c;
        Qamp(1,j)=m;
```

```
    %Onda S
```

```
        i=(Rloc(1,j)+1):(Rloc(1,j)+20);
        m=min(a(i));
        c=find(a(i)==m);
        c=c(1);
        c=i(c);
        Sloc(1,j)=c;
        Samp(1,j)=m;
```

```
end
```

```
%transforma as amostras para segundos
```

```
fq=250;
```

```
Qtime = Qloc / fq;
```

```
Rtime = Rloc / fq;
```

```
Stime = Sloc / fq;
```

```
% Reconhece os tempos dos picos
```

```
X=Rloc;
```

```
for (x=1:1:length(X)-1)
```

```
    j=x+1;
```

```
end
```

```
%Variáveis
```

```
tam=length(Rtime);
```

```
diftemp=[];
```

```
cont=1;
```

```
%Calcula a diferença de tempo entre 2 picos
for cont=2:tam
    diftemp(cont)= Rtime(cont) - Rtime(cont-1);
end

%Calcula a média entre 5 pontos de pico
tam2=length(diftemp)
for cont=1:tam2-4

    tmed(cont)=(diftemp(cont+4)+diftemp(cont+3)+diftemp(cont+2)+diftemp(cont+1)+diftemp(cont))/5;
end

%Calcula a frequência cardíaca média em BPM
FQmed=round(1/(median(tmed))*60);

%Imprimi valores na tela
fprintf('Frequência cardíaca média: %d', FQmed);
fprintf('\n\n');

%Detecta arritmia cardíaca conhecida
if (FQmed>= 117)
    fprintf('Fibrilação auricular detectada\n');
else if (FQmed >= 56)
    fprintf('Ritmo cardíaco normal\n');
else
    fprintf('Fibrilação auricular não detectada\n');
    end
end
```