

INSTITUTO FEDERAL DE SANTA CATARINA

BRUNO MARCOS ESPINDOLA

Análise do Sinal de Eletrocardiograma para Detecção de Cardiopatias

São José - SC

julho/2018

ANÁLISE DO SINAL DE ELETROCARDIOGRAMA PARA DETECÇÃO DE CARDIOPATIAS

Trabalho de conclusão de curso apresentado à Coordenadoria do Curso de Engenharia de Telecomunicações do campus São José do Instituto Federal de Santa Catarina para a obtenção do diploma de Engenheiro de Telecomunicações.

Orientador: Elen Macedo Lobado

São José - SC

julho/2018

BRUNO MARCOS ESPINDOLA

**ANÁLISE DO SINAL DE ELETROCARDIOGRAMA PARA DETECÇÃO DE
CARDIOPATIAS**

Este trabalho foi julgado adequado para obtenção do título de Engenheiro de Telecomunicações, pelo Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina, e aprovado na sua forma final pela comissão avaliadora abaixo indicada.

São José - SC, 05 de julho de 2018:

Elen Macedo Lobado, Dr.
Orientador
Instituto Federal de Santa Catarina

Ramon Mayor Martins, Me.
Instituto Federal de Santa Catarina

RESUMO

As cardiopatias são uma das maiores causadoras de mortes prematuras no mundo. Dentre as formas de detectar problemas cardíacos, destaca-se a análise de exames de eletrocardiogramas, os ECGs. Os ECGs realizam a medição, através de eletrodos posicionados sobre a pele, dos potenciais elétricos gerados pelo coração. Este trabalho tem como objetivo o reconhecimento e classificação de cardiopatias comuns através da análise de eletrocardiogramas. Amostras de ECGs, disponíveis no banco de dados da Physionet, serão processadas no MATLAB e os resultados comparados com os diagnósticos prévios, de forma a validar a eficiência do algoritmo.

Palavras-chave: Eletrocardiograma. Cardiopatias. Processamento de Sinais. Wavelets.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Diagrama do coração humano	13
Figura 2 – Diagrama do sistema elétrico cardíaco.	14
Figura 3 – Elementos do eletrocardiograma normal.	15
Figura 4 – Relação entre as ondas do ECG e os movimentos cardíacos.	16
Figura 5 – Posicionamento dos eletrodos nas derivações precordiais.	17
Figura 6 – Filtragem de um sinal.	22
Figura 7 – Decomposição de um sinal em três níveis pela Análise de Multiresolução (AMR).	22

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AMR Análise de Multiresolução.....	5
TWD Transformada Wavelet Discreta.....	21
ECG Eletrocardiograma	18
OMS Organização Mundial da Saúde (<i>World Health Organization</i>).....	11
OPAS Organização Pan-Americana da Saúde	11
IAM Infarto Agudo do Miocárdio.....	18
bpm batimentos por minuto.....	15
FIR Resposta ao Impulso Finita (<i>Finite Impulse Response</i>).....	20
IIR Resposta ao Impulso Infinita (<i>Infinite Impulse Response</i>).....	20

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	11
1.1	Motivação	11
1.2	Objetivo	12
1.3	Organização do Texto	12
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	13
2.1	Anatomia do Coração	13
2.1.1	Sistema Elétrico do Coração	14
2.1.2	Frequência cardíaca	15
2.2	Eletrocardiografia	15
2.2.1	Princípios Básicos da Eletrocardiografia	15
2.2.1.1	Eventos do eletrocardiograma	16
2.2.2	Derivações do Eletrocardiograma	16
2.2.2.1	Derivações Precordiais	17
2.2.2.2	Derivações Periféricas	17
2.3	Cardiopatias	17
2.3.1	Arritmias Cardíacas	18
2.3.2	Infarto Agudo do Miocárdio	18
2.3.3	Hipertrofia Ventricular Cardíaca	18
2.3.3.1	Hipertrofia Ventricular Esquerda	19
2.3.3.2	Hipertrofia Ventricular Direita	19
2.3.4	Bloqueios	19
2.3.5	Miocardite	20
2.4	Filtros Digitais	20
2.5	Transformada <i>Wavelet</i>	20
2.5.1	Análise de Multiresolução	21
2.6	Estudos Correlatos	22
3	METODOLOGIA	25
3.1	Estudo e análise dos padrões em sinais de eletrocardiograma	25
3.2	Escolha da Base de Dados	25
3.3	Realização do pré processamento do sinal	25
3.4	Localização de pontos específicos do ECG	25
3.5	Definição de cardiopatias	25
3.6	Processamento dos pontos encontrados	25
3.7	Escrita da monografia	25
4	CRONOGRAMA	27
	REFERÊNCIAS	29

1 INTRODUÇÃO

O coração é o principal órgão do sistema circulatório humano. Sua função é bombear sangue para todo o corpo de forma a nutrir as células e permitir a eliminação de excreções metabólicas (HEART, 2018). Contudo, este órgão fantástico está sujeito à diversas falhas, como por exemplo o infarto do miocárdio, hipertrofia, arritmias e bloqueios.

As doenças cardiovasculares são umas das maiores causadoras de mortes no mundo. Segundo a Organização Mundial da Saúde (*World Health Organization*) (OMS), as doenças isquêmicas do coração e derrames cerebrais lideram a listagem de mortes, totalizando cerca de 15,2 milhões de óbitos em 2016 (WHO, 2018). Os dados são ainda mais alarmantes já que indicam um crescimento deste tipo de morte nos últimos anos. Não é à toa que isto está acontecendo. À medida que os confortos do mundo moderno foram aumentando, tivemos um crescimento do sedentarismo e do consumo de alimentos gordurosos. Aliado a isto, temos ainda o elevado nível de estresse por motivos como trânsito, contas a pagar, impostos, política, e até mesmo futebol.

A Organização Pan-Americana da Saúde (OPAS), um organismo internacional dedicado a melhorar as condições de saúde pública dos países da América, enfatiza a necessidade de ser realizado o diagnóstico e o tratamento precoce das pessoas com doenças cardiovasculares ou com alto risco cardiovascular (devido à presença de um ou mais fatores de risco como hipertensão, diabetes, hiperlipidemia ou doença já estabelecida) (OPAS, 2017). Dentre as possíveis formas de detectar problemas cardíacos, destaca-se a análise do eletrocardiograma, também conhecido como ECG ou simplesmente eletro.

O eletrocardiograma é o exame mais utilizado pelos médicos cardiologistas. Sua grande difusão ocorre pelo fato de que além de ser um procedimento não invasivo, é simples de ser realizado, indolor, barato e não provoca riscos à saúde do paciente. No ECG, eletrodos são posicionados em pontos específicos do corpo do paciente para realizar a leitura dos sinais elétricos gerados pelo coração (BUENO, 2006), sendo possível visualizar o ritmo, frequência cardíaca e o tempo de propagação dos impulsos elétricos dentro do órgão. O ECG é também muito utilizado na avaliação de cardiopatias como pericardite, doenças das válvulas cardíacas, arritmias, bloqueios, cardiomiopatia e sequelas cardíacas da hipertensão arterial.

O sinal de ECG é composto pela repetição sucessiva de cinco ondas que representam um ciclo cardíaco. Estas ondas são nomeadas como P, Q, R, S e T. Cada uma destas ondas possui uma faixa normal de amplitude e duração, e a aferição de valores fora desta faixa pode indicar que o paciente possui algum tipo de doença cardíaca (SILVA; SOARES; SOTOMAYOR, 2015).

1.1 Motivação

Apesar do ECG ser um exame realizado rapidamente, sua interpretação ainda precisa ser feita visualmente por um médico especialista. A automação do diagnóstico não é comum aos equipamentos disponíveis atualmente, porém programas podem auxiliar o médico a realizar esta tarefa, localizando os indícios de cardiopatias de difícil detecção. Diversos estudos são publicados todos os anos sobre o assunto, mas ainda há muito o que evoluir. Novos métodos de processamento de sinais poderão, em um futuro não tão distante, automatizar totalmente o diagnóstico de pacientes com problemas cardíacos e, através do tratamento adequado, conseguir prolongar suas vidas.

1.2 Objetivo

O objetivo deste trabalho é implementar um algoritmo capaz de reconhecer e classificar, através de sinais do ECG, alguns tipos de cardiopatias mais comuns, de forma a auxiliar o médico a conseguir o diagnóstico mais preciso. Os resultados serão comparados com os diagnósticos prévios dos pacientes de forma a validar a eficiência do programa.

1.3 Organização do Texto

Este pré-projeto de trabalho de conclusão de curso foi organizado da seguinte forma: no Capítulo 2 será apresentada a fundamentação teórica necessária para o desenvolvimento do trabalho. No Capítulo 3 será apresentada a metodologia que será empregada. No Capítulo 4 será apresentado o cronograma de trabalho.

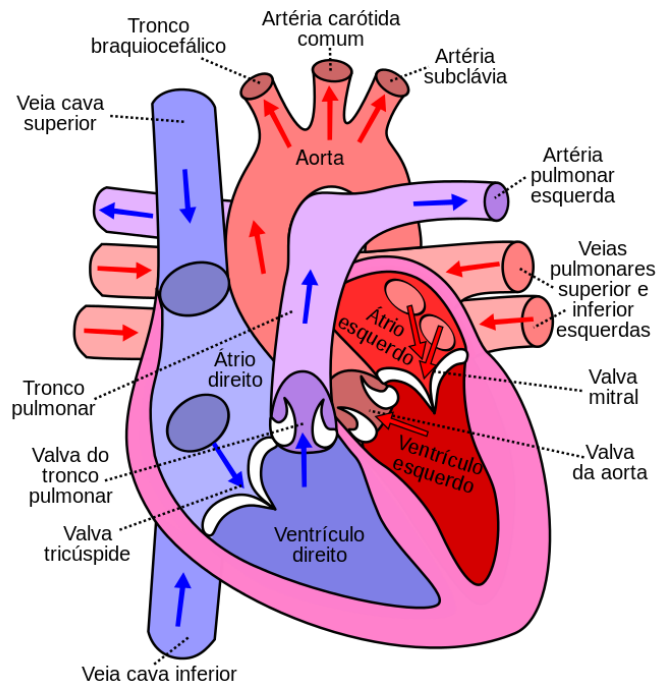
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Este capítulo apresenta a fundamentação teórica básica necessária para entender o funcionamento do coração e dos eletrocardiogramas. São abordados ainda, temas referentes às cardiopatias, filtros digitais e decomposição *wavelet*. Os algoritmos apresentados neste trabalho, foram desenvolvidos com o intuito de auxiliar os médicos na realização de diagnósticos de problemas cardíacos. Porém, sabe-se que é grande o número de patologias que afetam o coração. Para que este trabalho não se tornasse demasiadamente extenso, optou-se por estudar e analisar apenas algumas das principais doenças.

2.1 Anatomia do Coração

O coração humano é composto por quatro cavidades distintas, sendo elas dois átrios e dois ventrículos. Os dois átrios estão localizados na parte superior do órgão, enquanto os dois ventrículos na parte inferior (HEART, 2018). O átrio e o ventrículo direito são separados pela válvula tricúspide, que possui a função de permitir a passagem do sangue apenas no sentido do átrio para o ventrículo. O átrio direito recebe o sangue venoso (pobre em oxigênio) através da veia cava inferior e veia cava superior, dando vazão para o ventrículo direito através da válvula tricúspide (ÁTRIO... , 2018). O ventrículo direito envia o sangue, proveniente do átrio, para os pulmões através da artéria pulmonar. A Figura 1 apresenta um diagrama de funcionamento do coração para facilitar a compreensão.

Figura 1 – Diagrama do coração humano



Fonte: (ÁTRIO... , 2018)

Nos pulmões são realizadas as trocas gasosas necessárias para tornar o sangue rico em oxigênio e eliminar o dióxido de carbono do corpo. Este sangue, chamado agora de arterial, retorna para o átrio esquerdo através das veias pulmonares. A válvula que separa o átrio esquerdo do ventrículo esquerdo é chamada de mitral e, assim como a tricúspide, é responsável por manter o fluxo sanguíneo apenas do átrio

para o ventrículo. O sangue presente no átrio esquerdo é enviado para o ventrículo esquerdo pela válvula mitral. Finalmente o ventrículo esquerdo distribui o sangue arterial para todo o corpo através da artéria aorta.

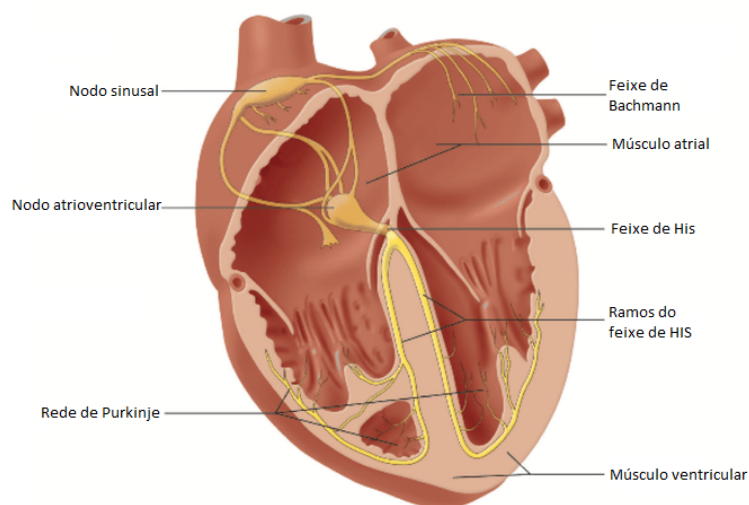
A circulação sanguínea ocorre de forma paralela nos dois lados do coração. Enquanto o sangue venoso entra no átrio direito, o sangue arterial entra no átrio esquerdo. Da mesma forma, durante o bombeamento do sangue do ventrículo direito em direção aos pulmões, ocorre o bombeamento do sangue do ventrículo esquerdo em direção às demais partes do corpo.

2.1.1 Sistema Elétrico do Coração

O coração é formado por dois tipos de células: os cardiomiócitos e as células marca-passo. Os cardiomiócitos são células musculares com a capacidade de se contraírem facilmente, e representam 99% do órgão. Já as células marca-passo executam a importante tarefa de gerar e conduzir impulsos elétricos. Estes impulsos elétricos provocam uma contração rítmica das células musculares, resultando no batimento cardíaco (HEART, 2018).

Os impulsos elétricos são produzidos por alterações químicas nas células marca-passo do nódulo sinusal, localizado na parede superior do átrio direito. Estes impulsos são conduzidos rapidamente por um outro grupo de células que formam um sistema de condução dentro do coração. O sinal elétrico gerado pelo nódulo sinusal percorre o átrio direito e chega ao átrio esquerdo através do feixe de Bachmann, fazendo com que os dois átrios se contraíam quase ao mesmo tempo. Em seguida, o sinal passa para o nódulo atrioventricular, situado na parte inferior do septo atrioventricular, parede que divide os átrios dos ventrículos (SANTOS, 2017). Quando o impulso chega ao nodo atrioventricular ele sofre um atraso na propagação de forma a assegurar uma ativação coordenada de todo o ventrículo. O sinal percorre então o feixe de His e os seus dois ramos através dos ventrículos do coração. Nos ventrículos, o sinal é ramificado por um tecido especializado denominado fibras de Purkinje. No momento que esse impulso chega à base dos ventrículos a contração dos mesmos é realizada, de baixo para cima, fazendo os ventrículos expulsarem o volume de sangue no seu interior. A Figura 2 apresenta um diagrama do coração mostrando a localização dos principais componentes que geram e conduzem corrente elétrica no órgão.

Figura 2 – Diagrama do sistema elétrico cardíaco.



Fonte: (SANTOS, 2017)

2.1.2 Frequência cardíaca

A frequência cardíaca é o número de vezes que o coração bate por minuto. O ritmo cardíaco normal em repouso é chamado de ritmo sinusal, isto porque neste caso o estímulo elétrico do coração é gerado no nódulo sinusal. A frequência cardíaca normal de uma pessoa adulta em repouso oscila entre 48 e 98 batimentos por minuto (bpm) (MASON et al., 2007). Crianças e idosos possuem uma frequência cardíaca maior. O ritmo cardíaco aumenta temporariamente durante a prática de exercícios físicos e fortes emoções, e diminui durante o sono.

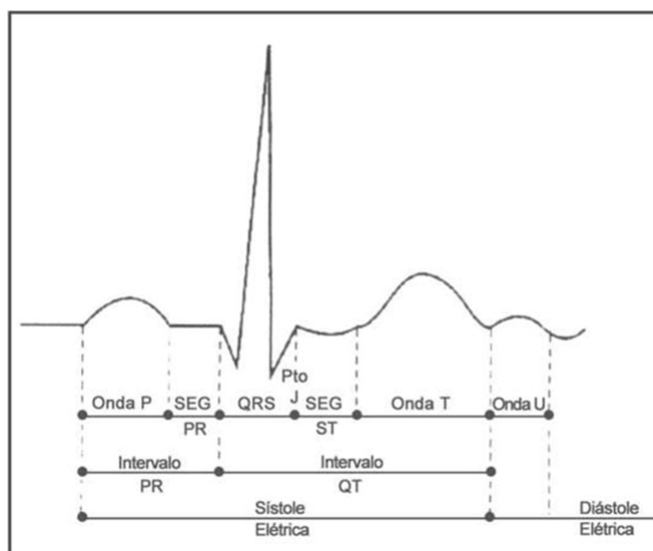
2.2 Eletrocardiografia

O primeiro eletrocardiograma realizado em humano foi registrado pelo fisiologista Augustus D. Waller no ano de 1887. Ele conectou eletrodos no tórax e demonstrou que cada batimento cardíaco era acompanhado por uma oscilação elétrica (GIFFONI; TORRES, 2010). Os experimentos de Waller estimularam a pesquisa do fisiologista holandês Willem Einthoven. Einthoven elaborou o galvanômetro de corda, instrumento que revolucionou e, de forma concreta, alicerçou a eletrocardiografia, em 1903. Seu primeiro eletrocardiógrafo já permitia registros com qualidade muito semelhantes às dos aparelhos atuais. Em 1924, ganhou o prêmio Nobel de Fisiologia e Medicina pelo desenvolvimento do galvanômetro e suas aplicações.

2.2.1 Princípios Básicos da Eletrocardiografia

O eletrocardiograma realiza a medição, através de eletrodos posicionados sobre a pele, dos potenciais elétricos gerados pelo coração. O padrão do ECG é representado por uma série de ondas que são geradas por cada fase do ciclo cardíaco. Normalmente um ciclo cardíaco é composto pelas ondas P, Q, R, S, T e eventualmente, ocorre o aparecimento de mais uma onda denominada U. As linhas entre as ondas, chamadas de segmentos, também são importantes na análise do ECG. Além destas, também são nomeados alguns intervalos, porção do ECG que inclui um segmento e uma ou mais ondas. A Figura 3 apresenta uma representação gráfica das ondas, intervalos e segmentos do sinal de ECG.

Figura 3 – Elementos do eletrocardiograma normal.

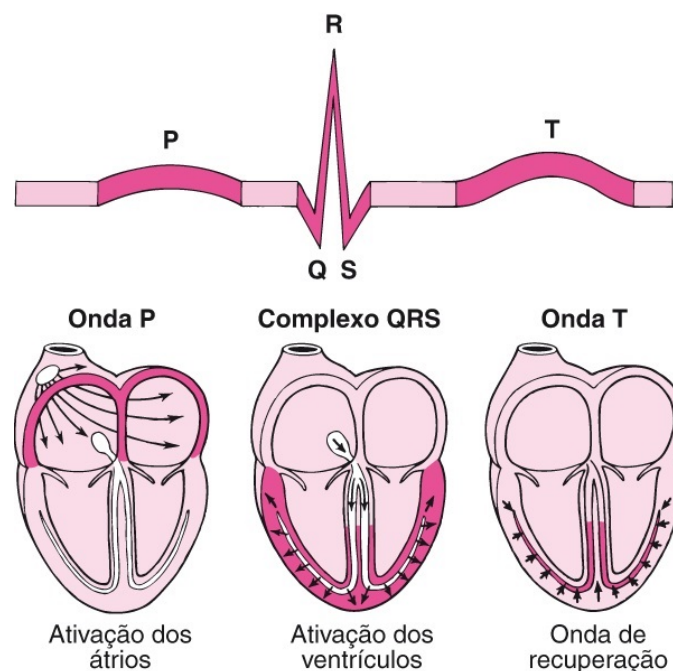


Fonte: (FELDMAN; GOLDWASSER, 2004)

2.2.1.1 Eventos do eletrocardiograma

- **Onda P:** representa a despolarização atrial, ou seja, ela registra o momento em que acontece a contração dos átrios, conforme pode ser observado na Figura 4.
- **Segmento PR:** representa passagem do estímulo elétrico pelo nodo átrio-ventricular.
- **Intervalo PR:** representa o intervalo entre o início da onda P e início do complexo QRS. É um indicativo da velocidade de condução entre os átrios e os ventrículos e corresponde ao tempo de condução do impulso elétrico desde o nodo sinusal até os ventrículos.
- **Complexo QRS:** evidencia a despolarização e o início da contração dos ventrículos.
- **Segmento ST:** representa um período de inatividade entre a despolarização e o início da repolarização ventricular.
- **Onda T:** representa a fase de repolarização dos ventrículos, quando as fibras ventriculares começam a relaxar.
- **Intervalo QT:** representa o conjunto da despolarização e repolarização dos ventrículos.
- **Intervalo RR:** É o intervalo entre duas ondas R. Corresponde a frequência de despolarização ventricular, comumente utilizado para o cálculo da frequência cardíaca.

Figura 4 – Relação entre as ondas do ECG e os movimentos cardíacos.



Fonte: (ELETROCARDIOGRAMA, 2018)

2.2.2 Derivações do Eletrocardiograma

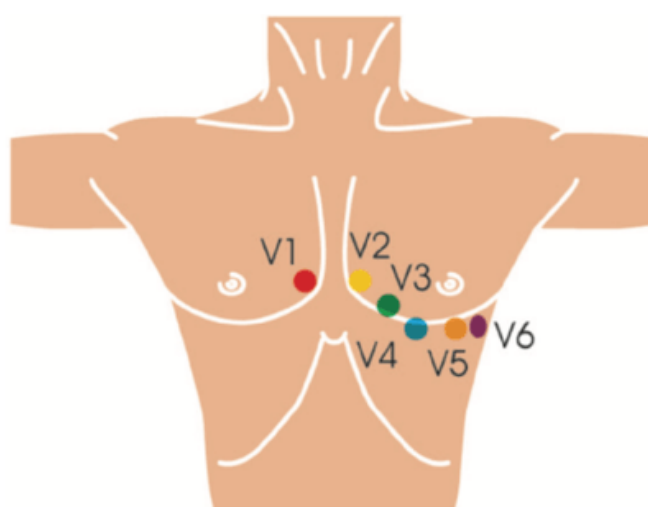
As derivações são formas de analisar os mesmos estímulos elétricos de pontos de vista diferentes. Tratam-se de registros da diferença de potencial elétrico entre dois pontos. Existem dois tipos de derivações, as unipolares e as bipolares. As derivações bipolares medem a diferença de potencial entre dois eletrodos,

enquanto as monoplares medem a diferença de potencial entre um eletrodo e um ponto virtual (BUENO, 2006). Um ECG normalmente é composto por seis derivações precordiais e seis derivações periféricas.

2.2.2.1 Derivações Precordiais

São derivações unipolares que registram o potencial do ponto onde o eletrodo é posicionado. São chamadas de V1, V2, V3, V4, V5 e V6. A posição de cada eletrodo é mostrada na Figura 5. No eletrocardiograma normal, os complexos QRS são predominantemente negativos nas derivações V1 e V2 e predominantemente positivos nas derivações V4, V5, e V6.

Figura 5 – Posicionamento dos eletrodos nas derivações precordiais.



Fonte: (SANTOS, 2017)

2.2.2.2 Derivações Periféricas

São as derivações obtidas a partir de eletrodos posicionados nos membros do paciente. As derivações periféricas são divididas em bipolares e unipolares aumentadas. As derivações periféricas bipolares, também conhecidas como derivações de Einthoven, são nomeadas como D1, D2 e D3. A derivação D1 mede a diferença de potencial entre braço direito e o braço esquerdo, a D2 entre o braço direito e a perna esquerda, e a D3 entre o braço esquerdo e a perna esquerda.

As derivações periféricas unipolares medem a diferença de potencial entre os eletrodos posicionados nos membros e um ponto virtual de tensão zero. Por possuir amplitude baixa, precisam ser amplificadas. São nomeadas como aVR, aVL e aVF. A derivação aVR mede o potencial absoluto do braço direito, a aVL mede o potencial absoluto do braço esquerdo, e a aVF mede o potencial absoluto da perna esquerda.

2.3 Cardiopatias

O termo cardiopatia engloba todos os tipos de doenças que prejudicam o correto funcionamento do coração. Algumas destas doenças, onde o ECG pode ser utilizado para o diagnóstico, serão resumidamente abordadas nos tópicos abaixo.

2.3.1 Arritmias Cardíacas

Toda alteração no ritmo cardíaco normal, já visto na subseção 2.1.2, é considerada uma arritmia cardíaca. Os casos que o paciente em repouso apresenta frequência cardíaca maior que 100 bpm são chamados de taquicardias, enquanto os menores que 50 bpm são chamados de bradicardias. Além disso, existem os casos em que ocorre irregularidades no ritmo cardíaco, e que por não alterar a frequência cardíaca, não podem ser chamados de taquicardia nem bradicardia.

As arritmias podem ser classificadas em quatro tipos: supraventriculares, ventriculares, prematuras e bradiarritmia. As arritmias supraventriculares são alterações que atingem os átrios ou o nodo atrioventricular e são consideradas taquicardias. As arritmias ventriculares são aquelas iniciadas nos ventrículos, tendendo a ser perigosas e normalmente estão relacionadas à problemas cardíacos. As arritmias prematuras são o tipo mais comum e inofensivo, tratando-se da presença de batimentos cardíacos extras fora do ritmo normal. A bradicardia, como já explicado anteriormente, ocorre quando o batimento cardíaco está lento.

As arritmias podem ser diagnosticadas no Eletrocardiograma (ECG) realizando uma análise da regularidade e frequência dos complexos QRS. Além disso, segundo Santos (2017), um sinal de ritmo sinusal possui necessariamente a presença de ondas P positivas e com morfologia mantida ao longo dos batimentos nas derivações D1 e aVF.

2.3.2 Infarto Agudo do Miocárdio

O Infarto Agudo do Miocárdio (IAM) é uma patologia decorrente da obstrução da artéria coronária, que são os vasos responsáveis pela chegada de oxigênio e outros nutrientes ao músculo cardíaco, o miocárdio. Esta obstrução ocasiona um desequilíbrio entre oferta e consumo de oxigênio, devido ao baixo fluxo sanguíneo no miocárdio, levando a morte das células desse tecido (BRANDL, 2017).

O ECG durante o IAM apresenta alterações progressivas à medida que a duração do infarto aumenta. A primeira fase, chamada de superaguda, apresenta um ECG com ondas T aumentadas. Na segunda fase, chamada de fase aguda, ocorre o supradesnivelamento do segmento ST, que normalmente é isoeletrico, em pelo menos duas derivações próximas. O supradesnível deve ser medido no chamado ponto J, ponto entre o fim do QRS e o início do segmento ST, sendo ≥ 2 mm em homens ou $\geq 1,5$ mm em mulheres em V2 e V3 ou ainda ≥ 1 mm em outras derivações precordiais contíguas, ou derivações periféricas (THYGESEN et al., 2012). Em seguida, ocorre o aparecimento de ondas Q patológicas, caracterizadas por um pico negativo maior do que o normal, sinalizando a necrose no miocárdio. O próximo estágio, chamado de subagudo, apresenta inversão da onda T e o retorno do segmento ST para a linha isoeletrica. A última fase, chamada de crônica, o ECG apresenta ondas Q patológicas com a elevação do segmento ST.

2.3.3 Hipertrofia Ventricular Cardíaca

Hipertrofia ventricular é o aumento de espessura das paredes dos ventrículos do coração. Conforme já visto no seção 2.1, o ventrículo direito é responsável por bombear o sangue para os pulmões, enquanto o esquerdo é responsável pelo bombeamento de sangue para todo o corpo, e por este motivo, é mais comum ocorrer hipertrofia ventricular esquerda. O crescimento de um ventrículo está associado a causas como hipertensão arterial e doença de Chagas (BUENO, 2006). O aumento do tamanho do ventrículo aumenta as distâncias das ondas e intervalos registradas no ECG.

2.3.3.1 Hipertrofia Ventricular Esquerda

Segundo Póvoa e Souza (2008) o aumento da massa do ventrículo esquerdo geralmente causa um aumento na amplitude e tempo de duração do QRS das derivações V5 e V6, além de originar ondas S profundas nas derivações V1 e V2.

2.3.3.2 Hipertrofia Ventricular Direita

O aumento da massa do ventrículo direito ocasiona uma elevação de amplitude da onda R e diminuição da amplitude da onda S nas derivações V1 e V2, tornando a relação R/S maior que 1. Já nas derivações V5 e V6 ocorre a diminuição da amplitude da onda R e aumento da onda S, tornando a relação R/S menor que 1.

2.3.4 Bloqueios

São chamados de bloqueios os atrasos na condução dos impulsos elétricos no tecido cardíaco. O bloqueio dificulta a passagem destes impulsos da sua origem, o nodo sinusal, às demais partes do coração. Por alterar o ritmo cardíaco, os bloqueios são considerados um tipo de arritmia. Em geral os bloqueios podem ser classificados como:

- Bloqueio sinoatrial: distúrbio de condução dos impulsos elétricos na área compreendida entre o nodo sinusal e os átrios. É também denominado bloqueio de saída do nó sinusal. Pode ser diagnosticado no ECG pela ocorrência de pausas cuja duração em geral é o dobro do intervalo RR normal além de ocorrer ausência de onda P (FRIEDMANNI, 2015).
- Bloqueio interatrial e intra-atrial: São bloqueios que ocorrem dentro do átrio. No interatrial existe uma alteração da condução entre o átrio esquerdo e o átrio direito, enquanto o intra-atrial é o bloqueio que ocorre dentro de um mesmo átrio (CONDE et al., 2015). A alteração na condução pode ocorrer em qualquer parte do átrio, mas no caso dos bloqueios interatriais ocorre normalmente na região entre os átrios, próxima ao Feixe de Bachmann. O ECG com bloqueio interatrial é caracterizado por duração da onda P ≥ 120 ms e frequentemente com forma bimodal (com entalhes) ou bifásica nas derivações D1, D2, D3 e aVF.
- Bloqueio átrio-ventricular: ocorre no momento que o impulso elétrico originado no nodo sinusal encontra o nodo atrioventricular. Devido ao bloqueio o sinal possui dificuldade para passar entre o átrio e o ventrículo. É dividido em três graus, onde no primeiro grau o sinal apenas sofre um atraso, no segundo ocorre um bloqueio intermitente, e no terceiro acontece o bloqueio total do sinal (BUENO, 2006). Os sinais de ECG de pacientes com bloqueio de primeiro grau apresentam complexos QRS atrasados com relação as ondas P. No bloqueio de segundo grau é observado a presença de algumas ondas P não seguidas de complexo QRS. No bloqueio de terceiro grau nenhum estímulo gerado no nodo sinusal passa para os ventrículos, de modo que os átrios e os ventrículos são contraídos com ritmos independentes. O ECG deste grau apresenta ondas P e complexos QRS sem relação entre eles, sendo maior a frequência das ondas P.
- Bloqueio de Ramo: bloqueio que ocorre nos ventrículos, na passagem do sinal pelos ramos do Feixe de His. O Feixe de His divide-se em dois ramos, e por este motivo é possível ocorrer bloqueio de ramo direito e bloqueio de ramo esquerdo. O ECG de um paciente com bloqueio de ramo apresenta complexos QRS alargados, com duração entre 0,1 s e 0,12 s quando o bloqueio é incompleto, e superiores a 0,12 s nos casos de bloqueio completo.

2.3.5 Miocardite

A miocardite é uma inflamação no miocárdio, o músculo cardíaco. Esta doença pode se desenvolver a partir de uma complicação de alguma doença infecciosa. Casos graves podem levar a uma destruição do tecido cardíaco. O sinal de ECG apresenta como característica a presença ondas T com amplitude elevadas em todas as derivações (BUENO, 2006).

2.4 Filtros Digitais

Os sistemas práticos estão sujeitos a ruídos aleatórios e perturbações que podem dificultar a análise de um sinal ou outro procedimento. Em processamento de sinais, a função de um filtro é eliminar partes indesejadas, tais como ruídos, e principalmente, extrair partes úteis fazendo o tratamento das informações no domínio da frequência, separando, classificando e medindo sinais.

Existem dois tipos principais de filtros: os analógicos e os digitais. Os filtros analógicos são constituídos essencialmente de componentes eletrônicos como resistores, indutores e capacitores. Estes componentes costumam apresentar imperfeições de fabricação que levam a desvios com relação as especificações iniciais. Os filtros analógicos são mais baratos, porém são menos precisos e com desempenho muito inferior aos filtros digitais.

Os filtros digitais são implementados utilizando elementos básicos como multiplicadores, somadores e elementos de atraso, de acordo com o algoritmo determinado pela função de transferência dos filtros e suas formas de realização. Eles oferecem uma maior flexibilidade e versatilidade em relação aos filtros analógicos já que vem a ser uma tarefa fácil alterar o valor dos coeficientes de um filtro digital, mudando assim a sua função de transferência. Além disso, os filtros digitais são mais estáveis, visto que os filtros analógicos são sujeitos a variações de temperatura, variações de valores devido aos componentes usados no circuito, e outros parâmetros que dependem da aplicação e do projeto (SHENOI, 2005).

Os filtros digitais são descritos por dois tipos de funções de transferência: Resposta ao Impulso Infinita (*Infinite Impulse Response*) (IIR) e Resposta ao Impulso Finita (*Finite Impulse Response*) (FIR). Os filtros FIRs diferenciam-se dos IIRs por serem não recursivos, portanto a resposta de um filtro FIR depende exclusivamente do sinal de entrada atual e anteriores, sem depender dos valores de saída anteriores.

Os filtros FIRs possuem algumas vantagens em relação aos IIRs, tais como: podem ser projetados de forma a ter fase sempre linear; são sempre estáveis; as amostras da resposta ao impulso são os mesmos valores dos coeficientes da função de transferência. Já os filtros IIRs possuem a vantagem de exigirem uma menor ordem para realizarem uma determinada resposta em frequência.

2.5 Transformada *Wavelet*

Em processamento de sinais é possível identificar características específicas sobre algum processo, realizando a extração de informação tanto no domínio do tempo quanto no domínio da frequência. Uma ferramenta clássica para análise de sinais é a chamada transformada de Fourier. Esta transformada permite que um sinal no domínio do tempo, seja visualizado no domínio da frequência. Este método possui como limitação a falta de compromisso entre a localização temporal e a frequencial. A transformada de Fourier apresenta o domínio da frequência do sinal como um todo, sendo impossível identificar quais frequências estão presentes em determinado tempo específico. Esta limitação pode ser contornada utilizando técnicas de janelamento de sinal, mas isto acaba resultando em perdas de resolução. Janelas pequenas no tempo resultam em baixa resolução em frequência, enquanto janelas grandes no tempo resultam em melhores resoluções no domínio da frequência mas pouca precisão no tempo.

A transformada *wavelet* consiste em um mapeamento do sinal em uma representação tempo-frequência. Esta transformação, diferentemente da transformada de Fourier, preserva a localização temporal do sinal (LOBATO et al., 2000) e, por este motivo, tem se revelado ser uma ferramenta poderosa no processamento de sinais para inúmeras aplicações, entre elas a análise de ECG.

A transformada *wavelet* utiliza funções *wavelets* como base, assim como na transformada de Fourier faz-se o uso de exponenciais complexas. Para ser considerada uma *wavelet*, uma função precisa ter energia finita e ter área sob a curva igual a zero, ou seja, sua integral de menos infinito a mais infinito precisa ser nula. Existem vários tipos de *wavelets* e o uso de uma ou de outra está associado à aplicação. A forma geral de uma família *wavelet* é dada por:

$$\psi_{(a,b)} = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi \left(\frac{t-b}{a} \right) \quad (2.1)$$

onde $\psi(t)$, que também pode ser escrita como $\psi_{(1,0)}(t)$, é chamada de *wavelet* mãe. A operação de escalonamento, representada na fórmula pela letra a , e de translação, representada pela letra b , da *wavelet* mãe geram as chamadas *wavelets* filhas.

A definição matemática da transformada *wavelet* contínua é dada pela fórmula:

$$W(a,b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \frac{1}{\sqrt{a}} \psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt \quad (2.2)$$

A operação mostrada na Equação 2.2 pode ser interpretada como o produto interno do sinal que se quer fazer a transformada $f(t)$, com a família *wavelet* $\psi_{(a,b)}(t)$.

Se assumirmos que, na Equação 2.2, a e b recebam somente valores inteiros, é possível obtermos a Transformada Wavelet Discreta (TWD). Nesta transformada os parâmetros de translação e escalonamento são discretizados, enquanto o tempo permanece sendo uma variável contínua. Para chegar na equação da TWD através da equação da transformada contínua, é necessário realizar a discretização dos parâmetros $a = a_0^m$ e $b = nb_0 a_0^m$, onde m e n são inteiros (POZZEBON et al., 2009), conforme mostrado abaixo.

$$TWD(m,n) = a_0^{\frac{-m}{2}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi(a_0^m t - nb_0) dt \quad (2.3)$$

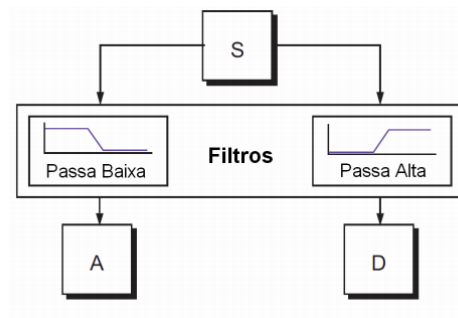
2.5.1 Análise de Multiresolução

O conceito de multiresolução está relacionado à análise de sinais em diferentes níveis de resoluções, que por sua vez possui relação com a qualidade do conteúdo no domínio da frequência. Este conceito aplicado às *wavelets* surgiu em 1986 no trabalho de Stéphane Mallat e Yves Meyer (POZZEBON et al., 2009).

A ideia fundamental da AMR é representar um sinal $f(t)$ como o limite de sucessivas aproximações, que correspondem a diferentes níveis de resolução. O processo de filtragem apresenta uma forma prática de realizar a AMR. Este processo baseia-se na filtragem do sinal a ser analisado através de filtros passa alta e passa baixa.

Em análises que utilizam *wavelets*, é usual chamar de aproximação o sinal de saída do filtro passa baixa, enquanto o sinal da saída do filtro passa alta é normalmente chamado de detalhe. Na Figura 6, o processo de filtragem do sinal original S resulta no sinal de aproximação A e de detalhe D . Em uma filtragem normal, cada um dos sinais A e D apresentaria o número de amostras iguais ao sinal original. Isto resultaria em duas vezes mais dados em relação ao sinal original. Para corrigir isto, é realizado uma operação de sub-amostragem do sinal. Desta forma, o número de amostras dos sinais A e D são reduzidos pela metade, mantendo a mesma quantidade de dados do sinal original.

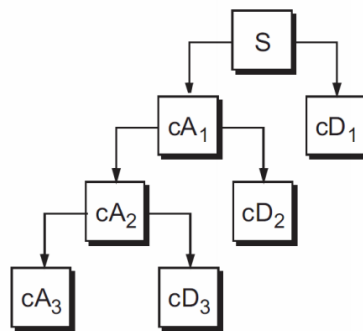
Figura 6 – Filtragem de um sinal.



Fonte: (POZZEBON et al., 2009)

O processo de decomposição pode ser realizado em múltiplos níveis, com sucessivas decomposições das aproximações, de modo que o sinal é dividido em outras componentes de menor resolução, conforme pode ser observado na Figura 7.

Figura 7 – Decomposição de um sinal em três níveis pela AMR.



Fonte: (POZZEBON et al., 2009)

2.6 Estudos Correlatos

Grande parte dos trabalhos relacionados ao eletrocardiograma possuem como ponto de início a localização dos complexos QRS e, a partir destes, realizam a localização das demais ondas, intervalos e segmentos. Conforme visto na seção 2.3, para cada cardiopatia estudada neste trabalho, existe uma alteração característica no sinal de ECG, e por isto, localizar suas ondas é fundamental para o diagnóstico.

No trabalho de Narayana e Rao (2011), fez-se o uso de um algoritmo baseado em *Wavelets* para realizar a filtragem de ruído e a detecção dos complexos QRS, comparando os resultados com outros dois métodos, o algoritmo AF2 e de Pan-Tompkins. Segundo os autores, os melhores resultados foram obtidos utilizando *Wavelet*.

No trabalho de Silva, Soares e Sotomayor (2015), a localização das ondas R foi implementada utilizando decomposição *Wavelet*. O sinal de ECG foi decomposto em quatro níveis com a *Wavelet Daubechies 6*. O sinal de detalhe D4 foi elevado ao quadrado e seus picos localizados, de forma a marcar a posição das ondas R. Segundo os autores a eficiência do algoritmo foi superior a 99%.

A dissertação de Bueno (2006) utiliza o modelo matemático de previsão de comportamento de curvas, chamado de auto-regressivo. Este modelo utiliza o passado histórico recente da curva para determi-

nar o próximo ponto. Neste trabalho, utilizou-se o algoritmo dos mínimos quadrados para adequação do erro. A rede neural de topologia *perceptron* multicamadas e com algoritmo de treinamento *backpropagation* foi escolhida para o reconhecimento dos padrões, pela sua capacidade de generalização. Segundo a autora, o método se mostrou adequado e eficiente ao objetivo de reconhecer e classificar cardiopatias.

3 METODOLOGIA

Neste trabalho, amostras de sinais de ECG serão baixadas do banco de dados da *Physionet* e processadas no *software* MATLAB. Conforme já mencionado anteriormente, o objetivo será realizar o diagnóstico de cardiopatias. O trabalho foi dividido em tarefas apresentadas a seguir.

3.1 Estudo e análise dos padrões em sinais de eletrocardiograma

Nesta etapa, que resultou neste pré-projeto de trabalho de conclusão de curso, foi realizado um estudo acerca dos padrões em sinais de ECG, o que cada forma de onda significa no tempo e que informações podemos coletar com elas. É uma etapa importante visto que é necessário adquirir o conhecimento biológico necessário para compreender os sinais de ECG.

3.2 Escolha da Base de Dados

Nesta etapa será realizado a escolha e avaliação da Base de Dados a ser utilizada. As bases de dados são disponibilizadas pelo site www.physionet.org.

3.3 Realização do pré processamento do sinal

Nesta etapa diferentes filtros digitais e decomposições *Wavelets* serão testados a fim de obter um sinal de ECG com menos ruído. Será preciso encontrar métodos de eliminar o máximo de ruído sem alterar as características importantes do sinal original.

3.4 Localização de pontos específicos do ECG

Esta fase consiste em identificar os principais pontos do sinal de ECG. No primeiro momento, o foco será localizar o complexo QRS devido a sua importância para o cálculo da frequência cardíaca e detecção de bloqueios. Também buscar-se-á implementar um algoritmo para localizar as ondas P e T, além dos segmentos e intervalos que são importantes na detecção de diversas outras doenças.

3.5 Definição de cardiopatias

A partir das ondas, intervalos e segmentos que forem possíveis encontrar, definir quais as cardiopatias deverão ser diagnosticadas pelo algoritmo.

3.6 Processamento dos pontos encontrados

A partir dos pontos encontrados, realizar a detecção e classificação das cardiopatias e comparar com os diagnósticos prévios, de forma a validar a eficiência do algoritmo.

3.7 Escrita da monografia

Elaboração do documento contendo os resultados do trabalho. Além disso será preparado os *slides* para a apresentação.

4 CRONOGRAMA

As atividades previstas no Capítulo 3 foram divididas em vinte semanas, conforme mostrado na Tabela 1. Até o momento de escrita deste pré-projeto, alguns itens propostos já foram desenvolvidos, porém ainda estão representados no cronograma por necessitarem de tempo para a realização de testes de validação. Este cronograma poderá sofrer alterações caso seja necessário.

Tabela 1 – Cronograma das atividades previstas

Etapa	Semanas																			
	01	02	03	04	05	06	07	08	09	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
seção 3.2	√	√																		
seção 3.3			√	√																
seção 3.4					√	√	√	√	√											
seção 3.5										√	√									
seção 3.6												√	√	√	√	√				
seção 3.7																	√	√	√	√

REFERÊNCIAS

- BRANDL, D. L. Infarto agudo do miocárdio. *Revista UNIPLAC*, v. 5, n. 1, 2017. Citado na página 18.
- BUENO, N. M. *Classificação Automática de Cardiopatias Baseada em Eletrocardiograma*. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal de Uberlândia, 2006. Citado 6 vezes nas páginas 11, 17, 18, 19, 20 e 22.
- CONDE, D. et al. Bayés' syndrome: the association between interatrial block and supraventricular arrhythmias. *Expert review of cardiovascular therapy*, Taylor & Francis, v. 13, n. 5, p. 541–550, 2015. Citado na página 19.
- ELETROCARDIOGRAMA. [S.l.]: Michael J. Shea, 2018. <<https://www.msmanuals.com/pt/casa/distúrbios-do-coração-e-dos-vasos-sanguíneos/diagnóstico-de-doenças-cardíacas-e-dos-vasos-sanguíneos/eletrocardiograma>>. Acesso em: 25 jul. Citado na página 16.
- FELDMAN, J.; GOLDWASSER, G. P. Eletrocardiograma: recomendações para a sua interpretação. *Revista da SOCERJ*, v. 14, n. 4, p. 256, 2004. Citado na página 15.
- FRIEDMANNI, A. A. Bloqueio sinoatrial: modalidade incomum de bradicardia. *REVISTA DIAGNÓSTICO E TRATAMENTO • VOLUME 20 • EDIÇÃO 4*, p. 146, 2015. Citado na página 19.
- GIFFONI, R. T.; TORRES, R. M. Breve história da eletrocardiografia. 2010. Citado na página 15.
- HEART. [S.l.]: Wikipédia, 2018. <<https://en.wikipedia.org/wiki/Heart>>. Acesso em: 25 jun. 2018. Citado 3 vezes nas páginas 11, 13 e 14.
- LOBATO, E. M. et al. Classificação e identificação de impressões digitais no domínio da transformada de wavelet. Florianópolis, SC, 2000. Citado na página 21.
- MASON, J. W. et al. Electrocardiographic reference ranges derived from 79,743 ambulatory subjects. *Journal of electrocardiology*, Elsevier, v. 40, n. 3, p. 228–234, 2007. Citado na página 15.
- NARAYANA, K.; RAO, A. B. Wavelet based qrs detection in ecg using matlab. *Innovative Systems Design and Engineering*, v. 2, n. 7, p. 60–69, 2011. Citado na página 22.
- OPAS. *Doenças cardiovasculares*. 2017. <https://www.paho.org/bra/index.php?option=com_content&view=article&id=5253:doencas-cardiovasculares&Itemid=839>. Organização Pan-Americana da saúde. Acesso em: 25 jun. 2018. Citado na página 11.
- PÓVOA, R.; SOUZA, D. Análise crítica do eletrocardiograma e do ecocardiograma na detecção da hipertrofia ventricular esquerda. *Rev Bras Hipertens*, v. 15, n. 2, p. 81–9, 2008. Citado na página 19.
- POZZEBON, G. G. et al. Transformada wavelet e redes neurais artificiais na análise de sinais relacionados à qualidade da energia elétrica. Universidade Federal de Santa Maria, 2009. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 22.
- SANTOS, E. C. L. *Manual de Eletrocardiografia Cardiopapers*. Atheneu, 2017. ISBN 8538807927. Disponível em: <<https://www.amazon.com/Manual-Eletrocardiografia-Cardiopapers-Eduardo-Cavalcanti/dp/8538807927?SubscriptionId=0JYN1NVW651KCA56C102&tag=techkie-20&linkCode=xm2&camp=2025&creative=165953&creativeASIN=8538807927>>. Citado 3 vezes nas páginas 14, 17 e 18.
- SHENOI, B. A. *Introduction to Digital Signal Processing and Filter Design*. [S.l.]: Wiley-Interscience, 2005. ISBN 0471464821. Citado na página 20.
- SILVA, G. M. A. da; SOARES, C. P.; SOTOMAYOR, O. A. Z. Teoria wavelet na análise de sinais de ecg como ferramenta de auxílio na detecção de arritmias cardíacas. *XII Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente (SBAI)*, p. 963–968, 2015. Citado 2 vezes nas páginas 11 e 22.
- THYGESEN, K. et al. Third universal definition of myocardial infarction. *European heart journal*, Oxford University Press, v. 33, n. 20, p. 2551–2567, 2012. Citado na página 18.

WHO. *The top 10 causes of death*. 2018. <<http://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/the-top-10-causes-of-death>>. World Health Organization. Acesso em: 25 jun. 2018. Citado na página 11.

ÁTRIO Direito. [S.l.]: Wikipédia, 2018. <https://pt.wikipedia.org/wiki/Átrio_direito>. Acesso em: 18 jul. 2018. Citado na página 13.