

**Implementação de uma arquitetura microcontrolada para
análise do contorno da curva fotopletismográfica**

TRABALHO DE GRADUAÇÃO

Aluno: Sílvio Heverton Campelo de Santana (shcs@cin.ufpe.br)
Orientador: Manoel Eusebio de Lima (mel@cin.ufpe.br)

Recife, 2017

Sílvio Heverton Campelo de Santana

**Implementação de uma arquitetura microcontrolada para análise
do contorno da curva fotopletismográfica**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à
Universidade Federal de Pernambuco – UFPE,
como requisito para obtenção do título de
Bacharel em Engenharia da Computação.

Universidade Federal de Pernambuco

Orientador: Manoel Eusebio de Lima

Recife

2017

Agradecimentos

Agradeço primeiramente a Deus por me
permitir chegar até aqui.
Porque D'Ele, por Ele e para Ele
são todas as coisas.

Agradeço a minha mãe Nora Santana
por ser meu porto seguro e acreditar em mim
quando eu não acreditei.

Agradeço a meu pai Sérgio Santana
por ser exemplo de luta e caráter.
E por ter dado todo o suporte para
que eu aqui chegasse.

Agradeço a meu irmão Sidney
por ser amigo, ouvido e conselheiro.

Agradeço a todos os meus amigos de graduação
que comigo caminharam até aqui.

Aos amigos do Ciência sem Fronteiras
por serem meu lar longe de casa.

Aos meus primos,
amigos de todas as horas.

Ao professor Manoel Eusébio
E ao professor Abner Barros
Pela orientação

A João Erik
Por toda a ajuda neste trabalho

Ao Centro de Informática
e todos que dele fazem parte.

Resumo

Um percentual da população neonatal no Brasil nasce com problemas cardíacos sérios, alguns dos quais, se não detectados a tempo, e tratados de forma eficiente nas primeiras horas de vida, podem levar o bebê a óbito. Dentre estes problemas graves, alguns são de difícil detecção e, por conseguinte, difícil diagnóstico, como é o caso da Coarctação da Aorta (CoA) em neonatos.

A coarctação da aorta (CoA) é um problema de malformação cardiovascular e é caracterizado pelo estreitamento da aorta em sua porção torácica descendente, o que dificulta a irrigação do sangue para as partes inferiores. O seu diagnóstico preciso envolve exames que não são de rotina, o que pode dificultar sua identificação ainda no processo de triagem do paciente. Uma alternativa para indicar a ocorrência desta malformação é a análise dos índices característicos da curva fotopletismográfica (PPG) dos membros superior e inferior do paciente. Neste sentido, este trabalho apresenta uma implementação de um sistema embarcado microcontrolado, baseado em um algoritmo para auxílio no diagnóstico de CoA, para captura, análise e identificação dos índices característicos da PPG. O sistema foi desenvolvido na plataforma Arduino Mega e foi comparado ao modelo de referência implementado em MATLAB, comparação que revelou valores precisos tanto para os pontos de interesse da curva PPG quanto para os índices associados, chegando a um erro médio de 3,7 por cento no cálculo dos índices.

Palavras-chave: Arduino, Fotopletismografia, Coarctação da Aorta e Análise de contorno PPG.

Abstract

A percentage of the neonatal population in Brazil is born with serious cardiac problems. Some of these problems, when not detected in time and treated efficiently on the first hours after the neonate is born, can lead them to death. Among those critical cardiac problems, some are difficult to detect and to diagnose, which is the case of the Coarctation of the Aorta (CoA).

The coarctation of the aorta (CoA) is a congenital condition on the cardiovascular system and it is characterized by the narrowing of the aorta on its descendant thoracic portion, what makes it difficult to irrigate blood through the lower part of the body. An accurate diagnosis of CoA involves medical exams that are not routine, which may difficult its recognition on early patient triage. An alternative to indicate the occurrence of this condition is analyzing the indexes form the photoplethysmographic wave (PPG) from the patient's upper and lower limbs. In this sense, this work presents an implementation of a microcontrolled embedded system, based on an algorithm to help on the diagnosis of CoA, that captures, analyses, and identifies the characteristic indexes form the PPG. The system was developed on the Arduino Mega platform, and it was validated by comparing it to the reference model implemented on MATLAB. These comparisons revealed accurate results for both PPG interest point and characteristic indexes. The mean error for the calculated indexes was 3,7 percent.

Keywords: Arduino, Photoplethysmography, Coarctation of the Aorta and Analysis of the PPG contour.

Lista de Ilustrações

Figura 1 - Coarctação da Aorta.....	9
Figura 2 - Representação das trocas gasosas nas hemácias.	11
Figura 3 - Onda de pulso típica gerada por um oxímetro de pulso.	12
Figura 4 - Elementos básicos de um oxímetro de pulso.	13
Figura 5 - Relação entre a absorção de luz da oxiemoglobina e da hemoglobina para diferentes comprimentos de onda.	13
Figura 6 - (a) Sensor de oximetria com configuração transmissiva. (b) Configuração reflexiva.	14
Figura 7 - Componente pulsátil (AC) e não-pulsátil (DC) da PPG.....	16
Figura 8 - Pontos de interessa da PPG.....	16
Figura 9 - Relação em a primeira derivada com o pico diastólico.....	17
Figura 10 - Exemplo de classificação de pulsos e artefatos do algoritmo de KARLEN et al.....	19
Figura 11 - Índices apresentados por ELGENDI em	21
Figura 12 - Arquitetura de Hardware do Sistema	23
Figura 13 - Desenho esquemático do Sensor de Pulso da Amped.....	24
Figura 14 - Conexões SPI na placa do arduino.....	26
Figura 15 - Elementos da arquitetura do Arduino Mega	27
Figura 16 - Arquitetura do Arduino.....	28
Figura 17 - Arquitetura de Software do Sistema	29
Figura 18 - Exemplo para ilustrar um segmento de tamanho m e uma linha crescente identificados pelo IMS em um sinal PPG.....	32
Figura 19 - Ilustração de como foi realizada a comparação entre os modelos do arduino e MATLAB....	37
Figura 20 - Pontos de interesse da PPG identificados em cada pulso.....	38

Lista de tabelas

Tabela 1 - Erro médio para os pontos de interesse da PPG.....	38
Tabela 2 - Erro médio para os índices da PPG.....	39

Sumário

1. INTRODUÇÃO.....	8
2. FOTOPLETISMOGRAFIA.....	11
2.1. PRINCÍPIOS DA OXIMETRIA DE PULSO.....	11
2.2. SENSOR DE OXIMETRIA.....	12
2.3. CARACTERÍSTICAS DA CURVA FOTOPLETISMOGRÁFICA.....	15
2.3.1. <i>Análise da PPG.....</i>	<i>15</i>
2.3.2. <i>Artefatos.....</i>	<i>18</i>
2.4. FOTOPLETISMOGRAFIA E DOENÇAS CARDÍACAS.....	19
3. ARQUITETURA DO SISTEMA.....	22
3.1. ARQUITETURA DE HARDWARE.....	22
3.1.1. <i>Sensor de Pulso.....</i>	<i>23</i>
3.1.2. <i>Módulo de cartão SD.....</i>	<i>25</i>
3.1.3. <i>Arduino.....</i>	<i>26</i>
3.2. ARQUITETURA DE SOFTWARE.....	29
3.2.1. <i>Aquisição dos Sinais.....</i>	<i>30</i>
3.2.2. <i>Detecção de Artefatos.....</i>	<i>31</i>
3.2.3. <i>Extração de Características.....</i>	<i>33</i>
3.2.4. <i>Cálculo dos Índices.....</i>	<i>34</i>
4. CONCLUSÕES E FUTUROS TRABALHOS.....	41
5. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	43

1. INTRODUÇÃO

Estima-se que 8 a cada 1.000 crianças nascem com problemas cardíacos no mundo, as chamadas cardiopatias congênitas [27]. Dos bebês que nascem com essas cardiopatias, de 1 a 4 apresentam uma condição crítica [28], alguns dos quais, se não detectados a tempo, e tratados de forma eficiente nas primeiras horas de vida, podem levar o bebê a óbito. Dentre estas cardiopatias congênitas, algumas são de difícil detecção e, por conseguinte, difícil diagnóstico, como é o caso da Coarctação da Aorta (CoA) em neonatos. Este tipo de problema, em geral, só é detectado por especialistas, experientes na palpação de neonatos, em situações muito especiais. Este tipo de anomalia, no entanto, pode ser detectado se houver um mecanismo preciso, que possa observar simultaneamente a variação de volume sanguíneo durante os batimentos cardíacos do bebê, em pontos específicos, com análise adequada de seus sinais vitais.

Uma das abordagens que se tem utilizado para esta análise é o uso da fotopletismografia (**Photoplethysmogram** - PPG), um método de aquisição da onda de pulso, não invasiva, através da incidência e captação de luz sobre o tecido humano. Esta onda de pulso, ou onda de pressão arterial, tem seu formato característico como resultado da variação do volume sanguíneo durante os batimentos cardíacos. Essa variação do volume sanguíneo, especialmente do sangue arterial, que é rico em oxiemoglobina, faz com que a absorção da luz incidida, por parte dos componentes do tecido e pelo sangue, varie, resultando na curva fotopletismográfica. A principal aplicação da fotopletismografia é a oximetria de pulso. Nela, o nível percentual da saturação de oxigênio no sangue é medido. Por se tratar de um método não invasivo, de fácil utilização, sem efeitos colaterais, resposta rápida e de boa precisão, a oximetria de pulso se tornou, nas últimas décadas, um procedimento padrão nas unidades de tratamento intensivo [1], emergências e maternidades.

Além da saturação de oxigênio, fornecida pela oximetria de pulso, a análise da PPG pode fornecer informações sobre o sistema cardiovascular. Essas informações podem ser extraídas através da análise do contorno da PPG e suas derivadas [2]. Neste sentido, diversos estudos têm sido publicados com técnicas para análise morfológica da PPG e sua relação com doenças ou problemas relacionados ao sistema cardiovascular [3]. Como exemplos, QAWQZEH et al. em [2] e MILLASSEAU et al. em [4] tratam da relação da PPG com a rigidez da aorta.

Visando uma aplicação para diagnóstico rápido em neonatos, um grupo de pesquisa do Centro de Informática da Universidade Federal de Pernambuco (CIn-UFPE), em colaboração com o Círculo do Coração do Real Hospital Português, está propondo um algoritmo de análise do contorno da PPG para auxiliar no diagnóstico da Coarctação da Aorta (CoA). A CoA é uma malformação no sistema cardiovascular onde ocorre uma alteração obstrutiva na união da croça com a aorta descendente (figura 1), que pode acontecer de forma isolada ou associada a outras anomalias, como comunicação interventricular e persistência do canal arterial. Embora seja uma doença comum (cerca de 5% a 8% das cardiopatias congênitas em geral), muitos neonatos recebem alta das maternidades, mesmo possuindo o problema devido à falta de diagnóstico adequado. Isso ocorre, pois a malformação não é diagnosticada por exames de triagem usuais, como eletrocardiograma (ECG) e oximetria de pulso. A falta de diagnóstico pode fazer com que o paciente desenvolva insuficiência cardíaca, que pode ser ainda agravada por broncopneumonia ou insuficiência respiratória, ou até mesmo levar o paciente a uma correção operatória [5]. Em muitos casos pode-se levar o bebê a óbito.

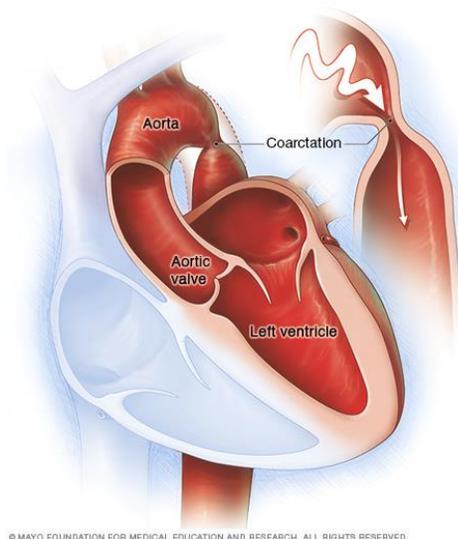


Figura 1 - Coarctação da Aorta¹

Diante do exposto, um algoritmo baseado na análise da curva PPG, que pode ser capturada inclusive por sensores de oximetria comuns e que já são amplamente usados em

¹ <http://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/coarctation-of-the-aorta/home/ovc-20325103>

maternidades e unidades de terapia intensiva, pode ajudar no diagnóstico da malformação antes do neonato deixar a unidade hospitalar. O algoritmo proposto pelo grupo de pesquisa supracitado analisa o contorno de curvas PPG capturadas simultaneamente em dois locais distintos do paciente (possivelmente a mão e o pé) e busca determinar diferenças nas características das curvas que possam indicar a ocorrência da coarctação da aorta. Essas características são representadas por índices calculados a partir de pontos de interesse da curva.

Objetivos

Para que o algoritmo supracitado, utilizado para auxiliar na indicação da ocorrência de CoA durante o processo de triagem dos pacientes, possa ser utilizado em centros remotos, com poucos recursos, um sistema embarcado de baixo custo e potência está sendo proposto neste trabalho.

Assim, uma plataforma baseada na arquitetura Arduino foi desenvolvida com capacidade para capturar os sinais PPG, analisá-los e identificar índices referentes aos pontos de interesse do sinal em questão, visando a detecção da presença de CoA em neonatos.

Organização do relatório

Este relatório está organizado como segue:

- Capítulo 2: Contextualização sobre fotopletismografia, seus princípios, características e análise;
- Capítulo 3: Descrição da arquitetura do sistema proposto;
- Capítulo 4: Resultados alcançados e discussões;
- Conclusões e trabalhos futuros;
- Referencias bibliográficas.

2. FOTOPLETISMOGRAFIA

Pletismografia fotoeletrônica, ou fotopletismografia (PPG), é um método bastante comum para análise da onda de pressão arterial, por vezes chamada de onda de pulso [6]. Esta onda de pulso reflete a variação do volume sanguíneo entre as fases sistólicas e diastólicas do ciclo cardíaco do paciente.

Neste capítulo, serão detalhadas as características e aplicações da PPG, com ênfase em sua aplicação em oximetria de pulso, uma de suas principais aplicações. Neste capítulo também será apresentado o sensor de oximetria, que permite a captura da PPG.

2.1. Princípios da oximetria de pulso

O método de oximetria de pulso é um método não invasivo utilizado para determinar a saturação percentual de oxigênio no sangue (SpO_2). Durante o ciclo cardíaco, ocorrem as trocas gasosas, onde o sangue arterial, rico em oxigênio (O_2), leva esse gás para os tecidos e retorna como sangue venoso, que por sua vez é rico em gás carbônico (CO_2). O componente sanguíneo com maior responsabilidade neste processo de transporte de O_2 é a hemoglobina, que é capaz de se associar às moléculas de oxigênio formando a oxiemoglobina [7]. Após a troca gasosa, o sangue torna-se rico em hemoglobina desoxigenada. A figura 2 a seguir mostra, de forma simplificada, o processo de troca gasosa nas hemácias.

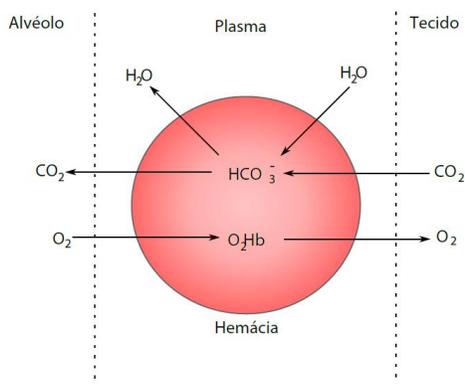


Figura 2 - Representação das trocas gasosas nas hemácias. [7]

A hemoglobina oxigenada e a desoxigenada absorvem luzes com diferentes comprimentos de onda em proporções diferentes. O método de oximetria de pulso baseia-se na observação desta diferença. A emissão e captura de luzes, geralmente vermelha e infravermelha, permite estimar a concentração de oxiemoglobina (HbO_2) e hemoglobina (Hb) desoxigenada, para então calcular a saturação de oxigênio no sangue.

Além disso, a variação de sangue arterial durante os batimentos cardíacos faz com que o nível de luz absorvido varie durante o ciclo cardíaco, permitindo assim a visualização da onda de pulso, que representa o volume sanguíneo, e da frequência cardíaca. Essa onda de pressão arterial é importante na oximetria de pulso por possuir um formato bem característico, como mostra a figura 3. Sendo assim, os profissionais da saúde utilizam a onda de pulso para determinar se o valor de SpO_2 mostrado pelo oxímetro é válido ou não.

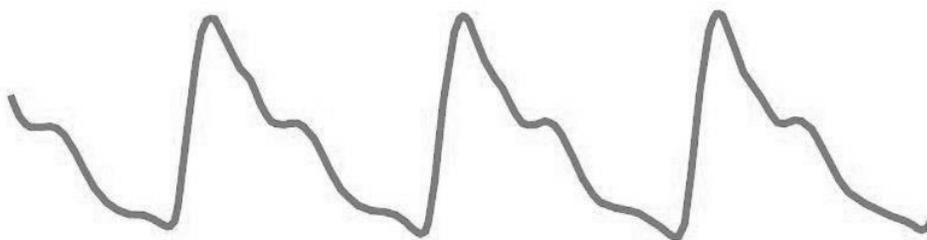


Figura 3 - Onda de pulso típica gerada por um oxímetro de pulso.

A seção seguinte apresentará o funcionamento do sensor de oximetria, ou sensor de pulso, responsável pela aquisição do sinal que gera a PPG e também permite o cálculo de SpO_2 .

2.2. Sensor de oximetria

Como mencionado, a oximetria de pulso baseia-se na emissão e recepção de luz, ondas eletromagnéticas com comprimento na faixa do visível. Quando essas ondas atravessam alguma superfície do corpo humano, têm sua potência parcialmente absorvida por componentes do corpo humano, como tecidos, ossos, sangue venoso e sangue arterial. Dessa forma, os principais

componentes de um sensor de oximetria, como ilustrado na figura 4, são a fonte luz, geralmente composta por LED's (Diodo Emissor de Luz), e um detector de luz, geralmente um fotodiodo.

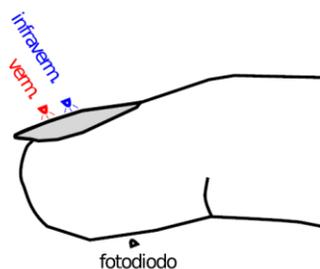


Figura 4 - Elementos básicos de um oxímetro de pulso. [7]

A cada batimento cardíaco, o volume de sangue arterial atinge seu pico. Essa variação no fluxo sanguíneo permite determinar a parcela de luz absorvida pelo sangue arterial em contraste com a parcela constante que é absorvida pelos demais obstáculos.

A figura 4 também mostra que a fonte de luz do sensor de oximetria é, na verdade, composta por dois LED's. Um LED emite luz na faixa do vermelho (650 a 750nm), enquanto o outro na faixa do infravermelho (IR) (900 a 1000 nm). Isso acontece, pois a oxiemoglobina absorve mais luz infravermelha do que luz vermelha, em relação à hemoglobina desoxigenada [7]. A figura 5 a seguir mostra a relação de absorção de luz vermelha e infravermelha para a oxiemoglobina e a hemoglobina desoxigenada.

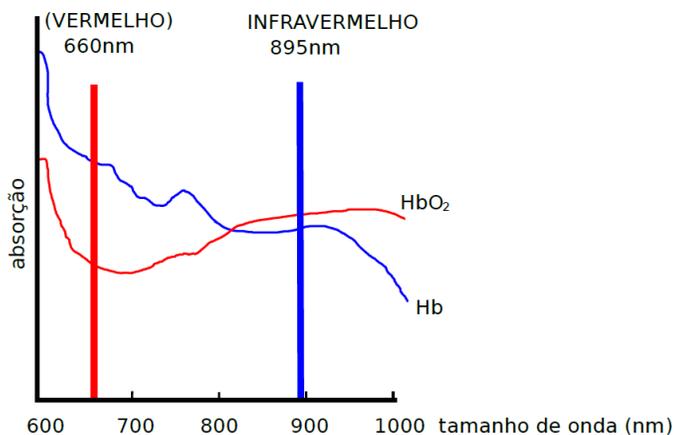


Figura 5 - Relação entre a absorção de luz da oxiemoglobina e da hemoglobina para diferentes comprimentos de onda. [7]

O sensor de oximetria deve ser colocado em regiões onde a pele é fina o suficiente para permitir que as ondas sejam transmitidas para os capilares e pequenos vasos sanguíneos. Os locais mais comuns para medição da oximetria de pulso são dedos, orelhas, testa e nariz [8]. Esses locais de medição podem determinar qual o tipo de sensor de pulso será utilizado: transmissão ou reflexão. A figura 6 a seguir ilustra estes dois tipos de sensores.

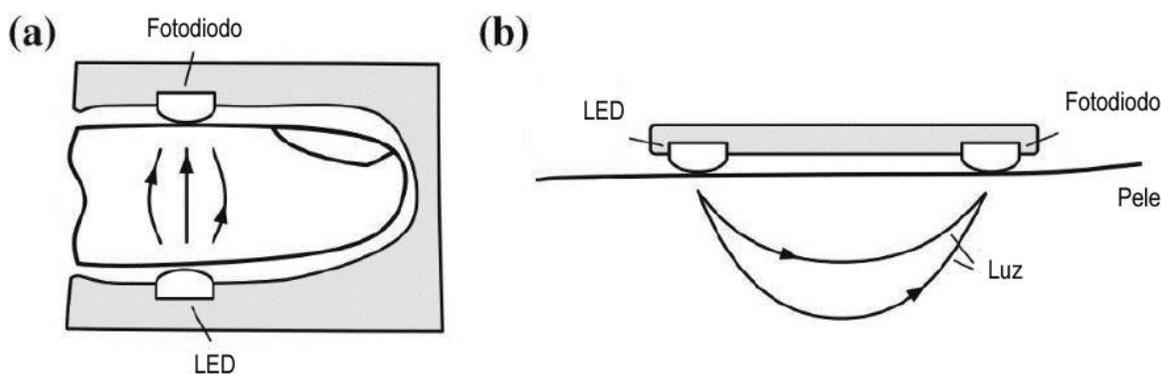


Figura 6 - (a) Sensor de oximetria com configuração transmissiva. (b) Configuração reflexiva. [8]

O modo de transmissão é o tipo de sensor de oximetria mais utilizado [8]. Neste modo, emissor e detector estão posicionados de lados opostos do local de medição (Figura 6.a). Essa característica trás uma limitação para esse tipo de sensor, que é justamente onde a medição pode ser feita. Para que haja uma boa captação do sinal, este tipo de sensor deve ser colocado em locais como dedos, nariz, bochechas e orelhas. No entanto, bochecha e nariz só podem ser utilizados com o paciente sobre efeito de anestesia [9]. Então, os locais mais utilizados são dedos e orelhas.

Já o sensor do tipo reflexão, ilustrado na Figura 6.b, possui emissor e detector localizados lado a lado na superfície da pele. Neste caso, o sinal capturado é resultado da reflexão e espalhamento da luz emitida. Uma vantagem desse tipo de operação sobre o modo de transmissão é uma maior quantidade de alternativas de locais de medição: dedos, testa, pulso e peito, por exemplo. Em contrapartida, esse tipo de sensor está mais sujeito a artefatos de movimento e alteração da amplitude da onda devido à pressão exercida sobre o sensor [9].

2.3. Características da curva Fotopleletismográfica

Conforme apresentado na seção anterior, a medição de ondas eletromagnéticas incidentes em certas partes do corpo humano é capaz de capturar variações do volume sanguíneo nas regiões microvasculares do tecido. As mudanças no fluxo sanguíneo, decorrentes dos batimentos cardíacos, ocorrem principalmente nas artérias e arteríolas [9]. A onda resultante destas variações caracteriza a curva Fotopleletismográfica (PPG).

Diferentemente do método de oximetria de pulso, que utiliza dois LED's como fonte de luz, a captura da curva PPG necessita apenas de um. Isso decorre do fato do oxímetro utilizar o percentual absorvido de cada onda incidente para determinar o SpO_2 . Para captura da PPG, no entanto, geralmente utiliza-se apenas como fonte de luz um LED infravermelho devido ao seu grau de penetração no tecido [9-3]. Contudo, o LED de luz verde (500 a 600 nm) vem se tornando bastante popular devido à sua maior variação de intensidade durante o ciclo cardíaco [9].

2.3.1. Análise da PPG

Além da curva pulsante resultante da variação do volume sanguíneo, chamada de componente AC (alternada) da onda, a onda PPG é composta por um componente DC (contínua) que é resultado da porção constante de luz absorvida, predominantemente, por tecidos e sangue venoso não pulsante [10]. A figura 7 ilustra esses dois componentes da curva PPG.

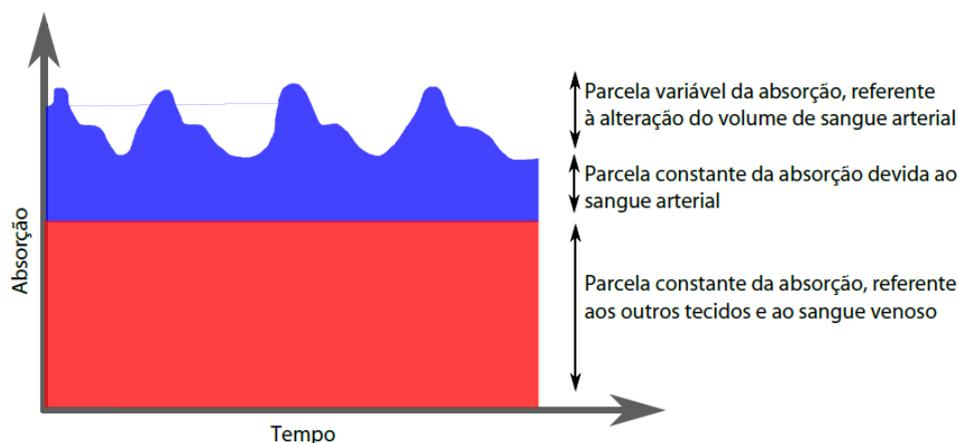


Figura 7 - Componente pulsátil (AC) e não-pulsátil (DC) da PPG. [7]

A extração de informação da PPG acontece a partir da análise de seu contorno, mais especificamente dos pulsos da PPG presentes em seu componente AC. O pulso PPG é, normalmente, dividido em duas fases: a fase anacrótica, que se refere à sístole do ciclo cardíaco, e a fase catacrótica, associada à diástole [3]. No contorno da PPG existem basicamente três pontos de interesse (Figura 8): pico sistólico, *dicrotic notch* e pico diastólico. A análise morfológica da PPG e seus pontos de interesse se tornou importante por fornecer informações sobre o sistema cardiovascular. [2].

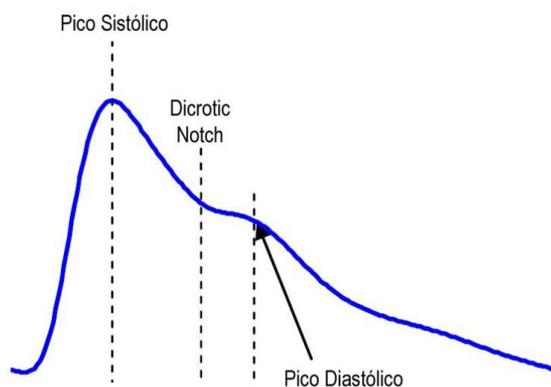


Figura 8 - Pontos de interessa da PPG. [6]

A análise da PPG, muitas vezes envolve o uso de seus sinais derivados. Essas derivadas ajudam na análise da curva PPG original, pois podem ser usadas para identificar os pontos de interesse do contorno da PPG. YOUSEF et al. em [4], utiliza a primeira derivada da curva fotopletomográfica para identificar seus pontos de interesse na onda original. A figura 9 ilustra como a primeira derivada (DPPG) está relacionada com os picos sistólico e diastólico e o *dicrotic notch* da PPG.

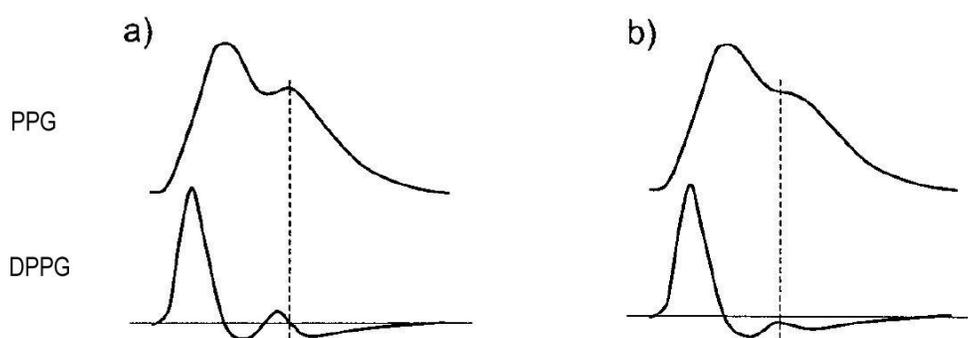


Figura 9 - Relação em a primeira derivada com o pico diastólico [4]

A relação da derivada com os pontos de interesse da PPG original é importante, pois permite a identificação desses pontos de forma mais fácil. É o caso do pico diastólico, ou ponto de inflexão, que nem sempre é trivial de ser visualizado na curva PPG, mas pode ser facilmente encontrado, quando existe, através de máximos locais da DPPG e pontos onde ela é nula. As figuras 9.a e 9.b ilustram como o pico diastólico está relacionado com a DPPG. Em (a), o máximo local que aparece na DPPG tem valor positivo, então o tempo onde ocorre o pico diastólico na PPG é o mesmo onde acontece o cruzamento com o eixo zero após esse máximo local da DPPG. Já em (b), o máximo local é menor que zero e o tempo onde acontece o pico diastólico da PPG refere-se ao próprio tempo onde ocorre este máximo local da DPPG.

2.3.2. Artefatos

Algoritmos que analisam o contorno da PPG identificando seus pontos de interesse precisam também tratar das interferências que podem alterar o contorno da onda. Essas anomalias no contorno da PPG são chamadas de artefatos. ELGENDI em [3] apresenta diversos fatores que influenciam na captura e no formato da PPG. Entre eles estão: interferências eletromagnéticas causadas pela fonte de energia elétrica, artefatos de movimento e baixa amplitude do sinal PPG. FAULHABER em [8] diz que os artefatos de movimento são, provavelmente, as maiores fontes de erros nos sinais fotopletismográficos. Artefatos de movimento são anomalias na curva PPG causadas por movimentos do paciente, ou mesmo do sensor, durante a captura do sinal.

KARLEN et al. em [10] apresenta um algoritmo de tempo real para segmentação da PPG em pulsos e classificação de artefatos. Neste trabalho, o algoritmo segmenta a onda PPG em linhas que são classificadas como pulso ou artefatos. Linhas crescentes cuja amplitude não esteja dentro de limites determinados por *thresholds* calculados de forma adaptativa, ou que possuam linhas horizontais (*clipping*) antes ou depois delas, são classificadas como artefatos. Na figura 10, é mostrado um exemplo de uma onda PPG, em verde, onde seus pulsos válidos estão em vermelho e os artefatos em azul. Vemos também nesta figura que os artefatos em azul possuem trechos horizontais, *clipping*, imediatamente antes ou depois deles e por isso são tidos como artefatos

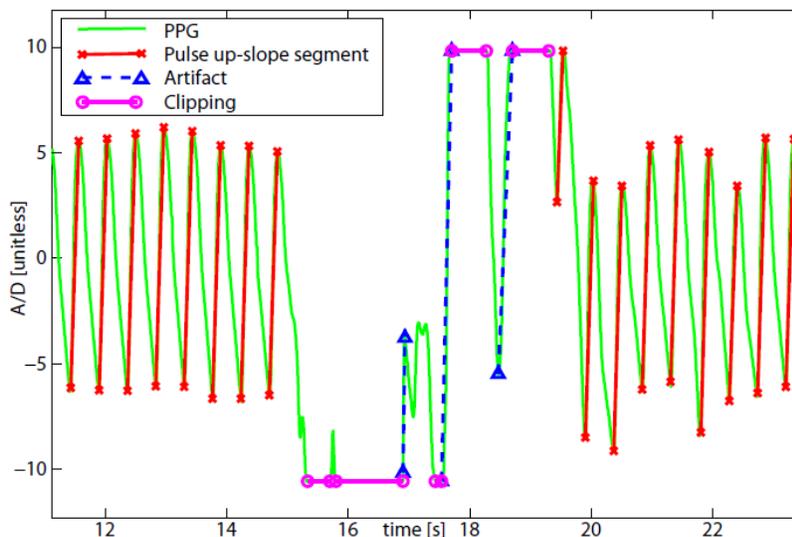


Figura 10 - Exemplo de classificação de pulsos e artefatos do algoritmo de KARLEN et al. [10]

2.4. Fotopletismografia e doenças cardíacas

Como foi dito, uma aplicação muito comum da fotopletismografia é a oximetria de pulso. A saturação percentual de oxigênio é amplamente utilizada em triagem e em monitoramento de pacientes em clínicas e hospitais. Além disso, também foi mencionado que a análise do contorno da PPG vem sendo utilizada na avaliação de características cardiovasculares podendo auxiliar no estudo de algumas condições clínicas e doenças vasculares. Nesta seção, serão apresentados alguns trabalhos que relacionam a PPG com essas características do sistema cardiovascular.

CARTER et al. em [11] realiza um estudo que avalia a melhora no diagnóstico de isquemia nos membros inferiores através da combinação de análise da onda de pressão com outras medidas de pressão já usadas para o diagnóstico. Eles concluem que a inclusão da onda de pressão melhora a acurácia da avaliação da doença.

BARNES et al. em [12] combina o exame de *Doppler* com a fotopletismografia supraorbital, região acima dos olhos, para determinar a oclusão da artéria carótida.

ALLEN et al. em [13] analisa o valor clínico de pulsos PPG coletados simultaneamente dos dedos do pé direito e esquerdo na determinação da doença arterial oclusiva periférica (DAP).

Neste trabalho foram analisadas características de tempo, forma e amplitude dos pulsos das PPGs de cada membro inferior.

QAWQZEH et al. em [2] associa variações no contorno da PPG com a idade do paciente. Essas variações são também relacionadas a rigidez das artérias. Para esse estudo, e em diversos outros, a análise é feita através da avaliação de parâmetros, ou índices da PPG, que são calculados a partir de seus pontos de interesse. Nesse trabalho, especificamente, foram analisados tanto índices relacionados ao tempo quanto índices relacionados à amplitude, como: o *Stiffness Index* (SI), definido pela razão entre a altura do paciente e a diferença de tempo entre a ocorrência dos picos sistólicos e diastólicos, e o *Reflexion Index*, definido pela razão percentual das amplitudes do pico sistólico e o pico diastólico.

MILLASSEAU et al. em [4] também relaciona índices calculados a partir dos pontos de interesse da PPG com a rigidez da aorta e com a idade do paciente.

ELGENDI em [3] analisa as características da PPG e apresenta alguns índices que são calculados a partir destas características, tais como:

- *Systolic Amplitude* (a) – pico do volume na fase sistólica.
- *Pulse Width* – largura do pulso na metade da altura do pico sistólico.
- *Peak to Peak Interval* (PPT) – tempo entre dois picos sistólicos consecutivos.
- *Pulse Interval* (ΔP) – distância entre o início e o fim do pulso.
- *Reflexion Index* (RI) – Razão percentual entre as amplitudes dos picos sistólicos e diastólicos.
- ΔT – tempo entre pico sistólico e diastólico.
- *Crest Time* (CT) – Tempo de subida dos picos sistólicos.

A figura 11 mostra alguns destes índices.

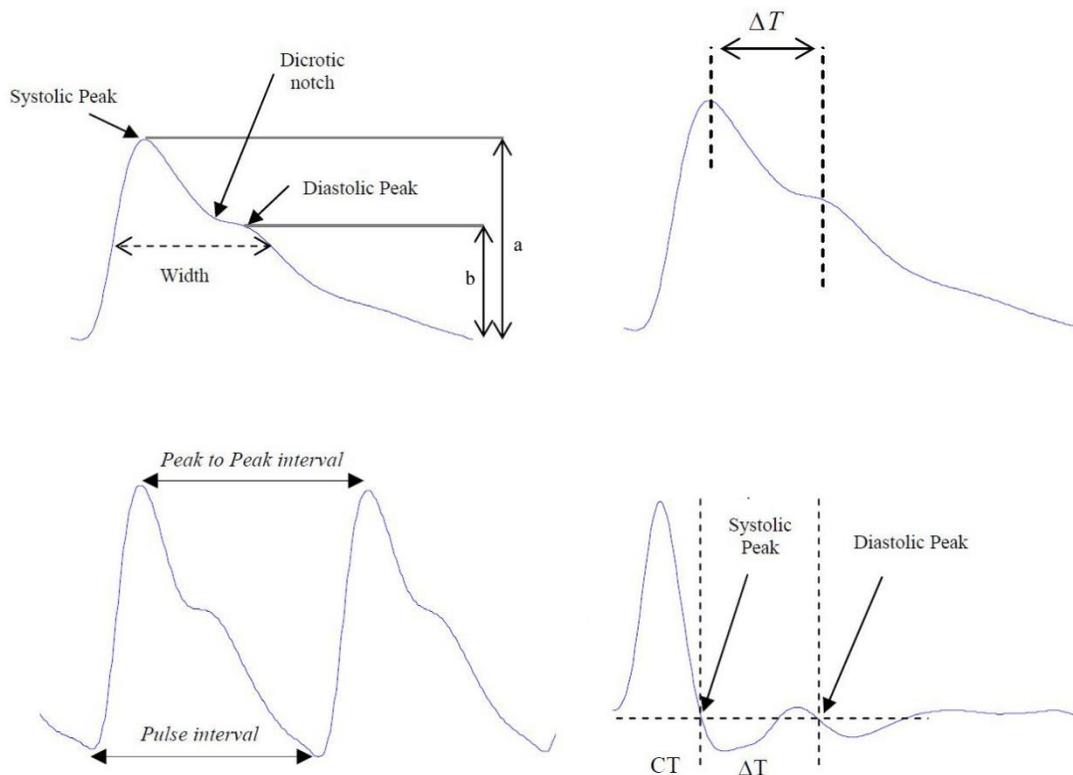


Figura 11 - Índices apresentados por ELGENDI em [3]

Conclusões

Este capítulo abordou os conceitos e princípios da fotopletismografia. Foi apresentada a sua principal aplicação, a oximetria de pulso, que determina a saturação percentual de oxigênio no sangue. Foi detalhado o princípio de funcionamento do sensor de pulso para aquisição da curva PPG, o qual possui um LED como fonte de luz e um fotodiodo que captura a luz não absorvida pelos componentes do tecido e pelo sangue, refletindo assim a variação do volume sanguíneo do paciente durante o ciclo cardíaco.

Foram citados alguns trabalhos que relacionam a análise morfológica da curva PPG com cardiopatias diversas. Essa análise é feita através da extração das características da curva e cálculo de seus índices.

3. ARQUITETURA DO SISTEMA

O sistema desenvolvido neste trabalho é uma implementação embarcada baseada no modelo de um sistema para facilitar o diagnóstico da ocorrência de Coarctação da Aorta (CoA) em neonatos. O referido modelo foi desenvolvido por um grupo de pesquisa no Centro de Informática da Universidade Federal de Pernambuco (CIn – UFPE), em colaboração com a equipe do Círculo do Coração do Real Hospital Português, e baseia-se na análise da curva fotopletismográfica (PPG) dos pacientes.

Neste projeto sinais fotopletismográficos são capturados simultaneamente do paciente: uma aquisição de sinal é feita com um sensor de fotopletismografia conectado à mão do bebê e outro sinal é capturado com um sensor conectado ao pé. Os dois sinais são então processados para que suas características sejam identificadas, e, a partir delas, índices referentes a cada sinal são calculados e comparados. Diferenças encontradas entre os índices dos sinais capturados em cada extremidade do neonato, indicam o grau de probabilidade de haver ou não coarctação na aorta.

Todo o algoritmo de aquisição e análise dos sinais está detalhado neste capítulo na seção 3.2. Primeiro será detalhada a arquitetura de hardware do sistema.

3.1. Arquitetura de Hardware

Como mostrado na figura 12, o sistema desenvolvido possui três componentes principais: o sensor de pulso, um módulo de Cartão SD e o Arduino. O módulo do sensor de pulso é composto, na verdade, por dois sensores responsáveis por realizar a captura simultânea das curvas PPG do paciente. O módulo de cartão SD é utilizado como armazenamento temporário de dados. Por fim, o Arduino, módulo principal do sistema, é responsável pela captura dos sinais fotopletismográficos, advindos dos sensores ópticos (sinais analógicos), conversão, tratamento e processamento digital do sinal.



Figura 12- Arquitetura de Hardware do Sistema

Como dito, os sinais fotopletoisomográficos do paciente são capturados pelos sensores de pulso e amostrados pelo arduino para que seja feito o processamento do sinal digital. Tal processamento inclui as fases de identificação de artefatos, extração de características e cálculo dos índices para cada curva capturada. Como o arduino possui limitação de memória, ele utiliza um módulo de cartão SD, durante diversas fases do processamento, para armazenar grandes cadeias de dados temporários, necessários à análise do sinal.

As seções seguintes trazem detalhes de cada um dos componentes da arquitetura de hardware citados.

3.1.1. Sensor de Pulso

O sensor de pulso é utilizado para capturar a onda fotopletoisomográfica do neonato e enviar este sinal para a entrada analógica do arduino. O módulo do sensor do sistema é composto por dois sensores de pulso. Cada um destes sensores é conectado à mão e ao pé do paciente, respectivamente. Dessa forma, as ondas fotopletoisomográficas do neonato são capturadas de forma simultânea.

Neste trabalho, o sensor utilizado foi o sensor de pulso da Amped, devido à sua facilidade para prototipação. Este sensor pode operar com uma fonte de alimentação de três a cinco volts

(3V-5V) e com uma corrente média de quatro *miliampères* (4mA), para uma alimentação de +5V. O circuito inclui, além do sensor ótico, um amplificador de sinal e um filtro ativo.

O princípio de funcionamento deste sensor é reflexivo. Isto significa que tanto o diodo emissor luz (LED) quanto o receptor ótico estão do mesmo lado e o sinal é formado a partir da luz refletida do tecido do paciente. O desenho esquemático do circuito é mostrado na figura 13.

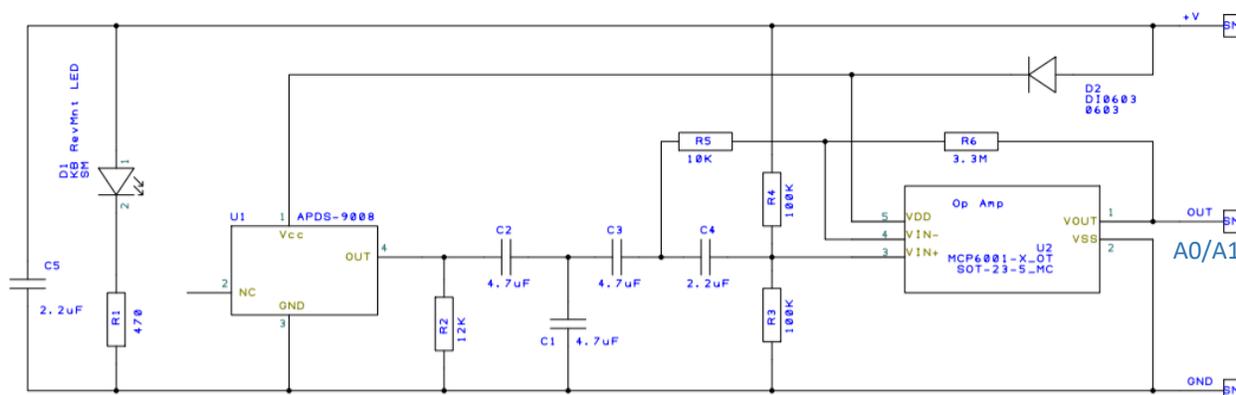


Figura 13- Desenho esquemático do Sensor de Pulso da Amped

Na figura acima, é possível identificar o LED D1 no circuito. Trata-se do diodo emissor de luz verde da Kingbright [14]. O componente APDS-9008 é um sensor de luz ambiente da AVAGO [15]. Esses dois componentes combinados formam a base do funcionamento do sensor de pulso onde a diferença entre a intensidade de luz emitida pelo LED e recebida pelo sensor óptico, é proporcional à variação do volume de sangue arterial no tecido do paciente. Detalhes do princípio de funcionamento de um sensor de fotopleletismografia são encontrados na seção 2 do capítulo 2 desse trabalho. Adicionalmente, o circuito possui um diodo de proteção (D2) responsável por evitar danos ao circuito em caso de alimentação reversa.

O amplificador operacional melhora o nível do sinal de saída enquanto o filtro passa alta ajuda a eliminar o sinal DC e a frequência respiratória típicos de uma curva de pressão sanguínea. Dessa forma, a sinal disponibilizado na saída do sensor está normalizado a um nível de referência. Segundo o fabricante [16], se a superfície do sensor se encontra livre, um sinal constante de aproximadamente $V/2$ (sendo V a tensão de alimentação em *volts*) é entregue. Quando a superfície da pele está em contato com o sensor, o sinal flutua em torno deste mesmo ponto de referência.

3.1.2. Módulo de cartão SD

O módulo do cartão SD é composto por uma placa de Ethernet (*Arduino Ethernet Shield* [17]) com um *slot* para cartão SD. Esse *shield* foi escolhido, pois é um componente de fácil aquisição e rápida prototipação, pois suporta o uso das bibliotecas de cartão SD (*SD Libraries* [18]) para arduino. Essas bibliotecas são amplamente documentadas na internet com especificações, exemplos e fóruns de discussão. Apesar de ter sido utilizado o *shield* Ethernet por facilidade de aquisição, o *shield* de Cartão SD do arduino poderia ter sido utilizado sem nenhuma perda ou mudança para o algoritmo.

No projeto, esse módulo de cartão SD é utilizado para suprir a limitação de memória do arduino. Detalhes do arduino e sua hierarquia de memória serão discutidos na seção seguinte deste trabalho, porém é possível adiantar que por se tratar de um microcontrolador, a memória disponível não é suficiente para uma aplicação de processamento de sinal, que exige o armazenamento de grandes sequências de dados. Sendo assim, o cartão SD é utilizado para armazenar, entre outros, os sinais capturados e suas respectivas derivadas.

Como é possível prever, dados são constantemente trocados entre o cartão SD e o arduino. Essa comunicação é feita através do barramento SPI (*Serial Peripheral Interface*). O SPI é um protocolo de dados seriais síncronos utilizado para comunicação entre microcontrolador e dispositivos periféricos em curta distância [19]. A comunicação utilizando SPI é baseada no modelo mestre-escravo, sendo o dispositivo periférico o escravo, e o arduino, o mestre. No arduino, esse protocolo utiliza três pinos comuns para comunicação simultânea com diferentes periféricos, são eles:

- MISO (*Master In Slave Out*) – Usado pelo dispositivo periférico para enviar dados para o arduino.
- MOSI (*Master Out Slave In*) – Usado pelo arduino para enviar dados para os dispositivos periféricos.
- SCK (*Serial Clock*) – Sinal de *clock* usado para sincronizar a transmissão de dados.

Na placa do arduino os pinos estão dispostos como mostra a figura 14 a seguir:



Figura 14 - Conexões SPI na placa do arduino

Existe também uma conexão que é dedicada para cada dispositivo periférico se comunicando através do barramento SPI. Esta conexão é chamada de SS (*Slave Select*) e corresponde à conexão com cada dispositivo periférico através da qual o arduino pode habilitar ou desabilitar a comunicação com esse periférico em específico.

A versão da placa arduino escolhida para a prototipação deste trabalho foi o Arduino Mega. Nela, o barramento SPI utiliza os pinos 50, 51, e 52. Já o pino 4 do arduino corresponde à conexão SS do protocolo. O gerenciamento das conexões e toda a comunicação entre o arduino e o dispositivo de cartão SD é feita através de funções disponibilizadas pela *SD Library*.

3.1.3. Módulo do Arduino

O principal módulo de hardware do sistema é o módulo do arduino. Nele, se encontra o microcontrolador que é responsável por gerenciar os demais módulos e pelo processamento do sinal de fato. A plataforma do arduino foi escolhida por possuir um baixo custo e permitir rápida prototipação. Isso se dá, também, devido à quantidade de documentação e de bibliotecas disponíveis.

A versão do arduino escolhida para este trabalho foi o arduino Mega. Tal escolha ocorreu devido à versão Mega possuir 8KB (oito kilobytes) de memória RAM, em contraste com 2KB das versões Uno e Nano, duas versões bastante populares da plataforma. Como mencionado, o algoritmo de processamento da PPG possui uma demanda razoável de memória, o que determinou a versão do arduino utilizada para prototipação do sistema.

A placa do arduino Mega é baseada no microcontrolador ATmega2560 da atmel. Além dos 8KB de memória RAM, este microcontrolador possui 256KB de memória flash para armazenamento de programa. Além disso, a plataforma dispõe de uma memória não volátil de

4KB de armazenamento, a EEPROM, que pode ser acessada, de forma limitada, pelo programa em execução [20].

A comunicação com os sensores de pulso é feita através de dois dos 16 pinos de entrada analógica disponíveis na plataforma. O microcontrolador ATmega2560 possui 16 conversores analógico-digital (ADC) internos com resolução de 10 bits. Como a faixa dinâmica é de 5 V, o passo de tensão é de aproximadamente 4,9 *milivolts*.

A figura 15 a seguir mostra os principais elementos da arquitetura da plataforma do Arduino Mega que foram utilizados neste trabalho.

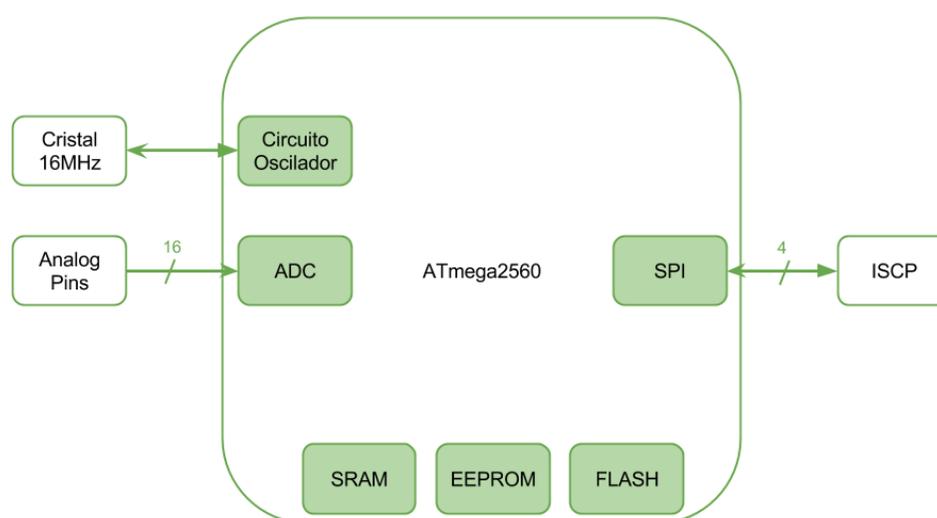


Figura 15 - Elementos da arquitetura do Arduino Mega

A amostragem do sinal foi implementada utilizando o *Timer 1* do microcontrolador, um contador implementado em hardware, que pode ser configurado através de registradores especiais. Na seção 3.2 deste trabalho sobre o algoritmo implementado, serão apresentados detalhes de como o *Timer 1* foi configurado para gerar as interrupções para amostrar os sinais dos sensores.

A comunicação com o módulo de cartão SD acontece através do barramento SPI que está implementado nos pinos ICSP (In-Circuit Serial Programming) da plataforma arduino.

A placa do arduino se comunica com o computador (*host*) através de portas seriais. O Arduino Mega possui quatro destas portas cujos transmissores e receptores estão conectados a pinos digitais específicos. Se a comunicação serial estiver sendo usada, esses pinos não devem ser utilizados para outras comunicações digitais. Uma porta serial em especial, a que está conectada aos pinos digitais 0 e 1, encontra-se também conectada ao adaptador *USB-to-serial*, que permite comunicação serial da placa com um computador através de uma porta USB [21]. Na versão do sistema desenvolvido neste trabalho, essa porta serial está sendo utilizada para o envio dos resultados de processamento, para que estes sejam visualizados no host através de monitor serial.

A plataforma do arduino utiliza a arquitetura Harvard [29], onde a memória de programa é separada da memória de dados. A figura 16 a seguir ilustra a arquitetura, em alto nível, do arduino. Nela, podemos visualizar as já citadas unidades de interrupção e SPI, as memórias flash, RAM e EEPROM e os módulos de entrada e saída. Além disso, a figura apresenta os registradores de propósito geral, o de instruções e o contador de programa, bem como a Unidade Lógica e Aritmética (ALU).

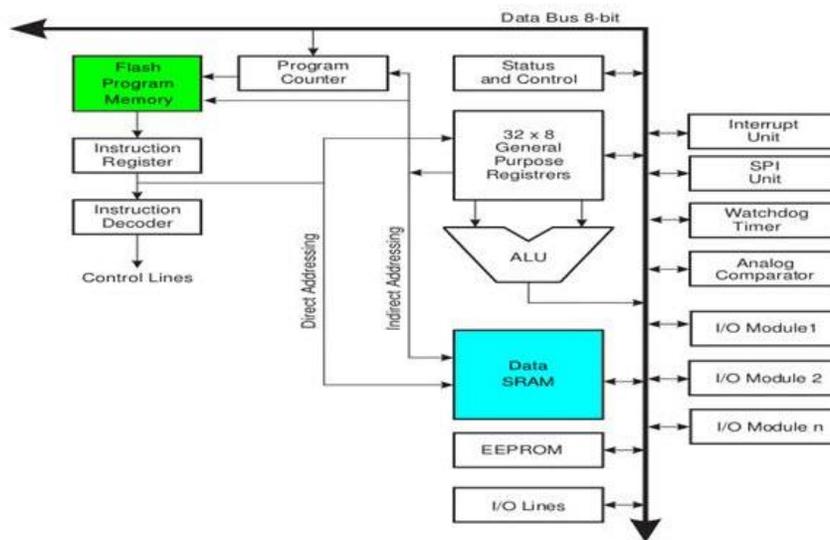


Figura 16 - Arquitetura do Arduino [29].

Em termos de potência, a placa do arduino pode ser alimentada pela conexão USB ou através do *power jack*, que permite alimentação entre 6 e 20 volts. No entanto, se a tensão de

entrada for menor que 7 volts, o pino de alimentação de 5V da plataforma pode se tornar instável e não fornecer os 5 volts especificados. Já no caso de uma tensão de alimentação acima de 12 volts, o regulador de tensão pode superaquecer e danificar a placa [20]. Por fim, a frequência de operação do arduino é de 16 MHz.

3.2. Arquitetura de Software

O algoritmo implementado na plataforma do arduino foi baseado no algoritmo para auxiliar na indicação da ocorrência de coarctação da aorta (CoA), desenvolvido por um grupo de pesquisa, do qual o autor do presente trabalho contribuiu. O desenvolvimento do sistema está sendo feito através da parceria entre o Centro de Informática da Universidade Federal de Pernambuco (CIn – UFPE), e a equipe do Círculo do Coração do Real Hospital Português.

O algoritmo original foi desenvolvido em MATLAB, como modelo de referência, e a base de dados utilizada para sua validação é composta por arquivos com sinais fotopletimográficos previamente capturados.

A linguagem de programação para Arduino é baseada nas linguagens C e C++. O ambiente de programação do arduino (*Arduino IDE*) faz pequenas transformações ao código do programa inicial, também conhecido como *sketch*, que é então compilado através do compilador *avr-gcc*. O resultado final é um arquivo hexadecimal que pode ser gravado na placa do arduino [22].

O algoritmo, desenvolvido neste trabalho, é composto por quatro blocos principais, como mostra a figura 17 a seguir. Inicialmente os sinais são capturados, em seguida enviados para a detecção de artefatos. Na sequência, suas partes características são identificadas e, finalmente, os índices podem ser calculados.

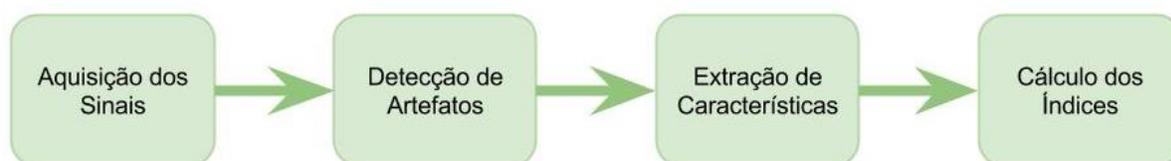


Figura 17 - Arquitetura de Software do Sistema

3.2.1. Aquisição dos Sinais

A aquisição dos sinais é feita através da amostragem dos sinais provenientes dos sensores de pulso conectados às entradas analógicas do arduino. Para que haja confiabilidade na frequência de amostragem de sinal, o processo de amostragem é realizado através dos *timers* do microcontrolador do arduino. O *timer* é configurado de tal maneira a gerar uma interrupção de *hardware* a cada 20 ms (milissegundos) resultando numa frequência de amostragem de 50 Hz (*Hertz*). Essa frequência é maior que os 25 Hz mínimos necessários para amostragem de um sinal PPG [30] e permite que sejam capturados aproximadamente 20 pulsos para um adulto com frequência cardíaca de 60 batimentos por minuto (bpm) e cerca de 40 pulsos para um neonato com 120bpm.

Os *timers*, ou contadores, são componentes de *hardware* disponíveis no microcontrolador do arduino e que podem ser utilizados para gerenciar eventos de tempo. Eles são controlados através de registradores especiais, e diversas funções da API do arduino, bem como diversas bibliotecas, utilizam esses contadores. Estes componentes são referenciados em funções como *delay*, *millis*, *micros*, que permitem parar a execução do processo por um tempo determinado, e em bibliotecas, como a *Servo Library*, que fornece funções para controle de servo motores [23].

O microcontrolador ATmega2560 da placa Arduino Mega utilizada neste projeto possui 6 *timers*. O timer0 e o timer2 são contadores de 8bit, enquanto o timer1, timer3, timer4 e o timer5 são contadores de 16bits. Todos os *timers* dependem da frequência de *clock* do sistema do arduino, que neste case é de 16 MHz. A seguir, estão descritos alguns dos registradores especiais para a programação dos *timers*:

- TCCR_x - *Timer/Counter Control Register*: Utilizado para configurar o *prescaler* (fator de redução da frequência).
- TCNT_x - *Timer/Counter Register*: Armazena o valor do contador.
- OCR_x - *Output Compare Register*: Armazena o valor de comparação do contador para gerar o evento de tempo.
- TIMSK_x - *Timer/Counter Interrupt Mask Register*: Utilizado para habilitar e desabilitar as interrupções de tempo.

Os sinais amostrados são salvos em vetores na memória principal, chamados de *buffers*. Esses *buffers* têm tamanhos parametrizados, assim como o tamanho máximo do sinal lido. Sendo assim, um *buffer* de 1000 posições é capaz de armazenar 20 segundos de leitura de sinal a uma frequência de amostragem de 50 Hz. Após a captura, o sinal é armazenado no cartão SD, de onde é recuperado nas fases de processamento.

3.2.2. Detecção de Artefatos

O módulo de detecção de artefatos tem como principal objetivo identificar os pulsos que são artefatos, para que estes não sejam levados em consideração nos cálculos dos índices. Foram considerados artefatos, os pulsos com sinais horizontais imediatamente anteriores ou posteriores a eles, ou os pulsos cuja amplitude é maior ou menor que os limites calculados (*Thresholds*). Mais detalhes sobre artefatos em sinais fotopletismográficos podem ser encontrados na seção 2.3.2 deste trabalho.

O algoritmo de detecção de artefatos implementado foi baseado no algoritmo *Incremental-Merge Segmentation* (IMS) [10], ou seja, segmentação por união incremental. Neste algoritmo, o sinal é analisado de forma incremental sendo dividido em linhas que mais tarde podem ser classificadas como pulsos ou artefatos.

Existe um parâmetro m de ajuste do algoritmo que define o tamanho do passo na leitura do sinal digital. Em outras palavras, o parâmetro m define o comprimento dos segmentos do sinal que são lidos de forma incremental. Para cada segmento do sinal lido, sua inclinação é calculada. Segmentos consecutivos onde ambos possuem inclinação com o mesmo sinal, ou ambos possuem inclinação zero, são agrupados formando uma linha. Dessa forma, os segmentos do sinal vão sendo agrupados formando linhas crescentes, decrescentes ou horizontais. A figura 18 a seguir mostra um exemplo de um segmento m de tamanho 2 e uma linha crescente.

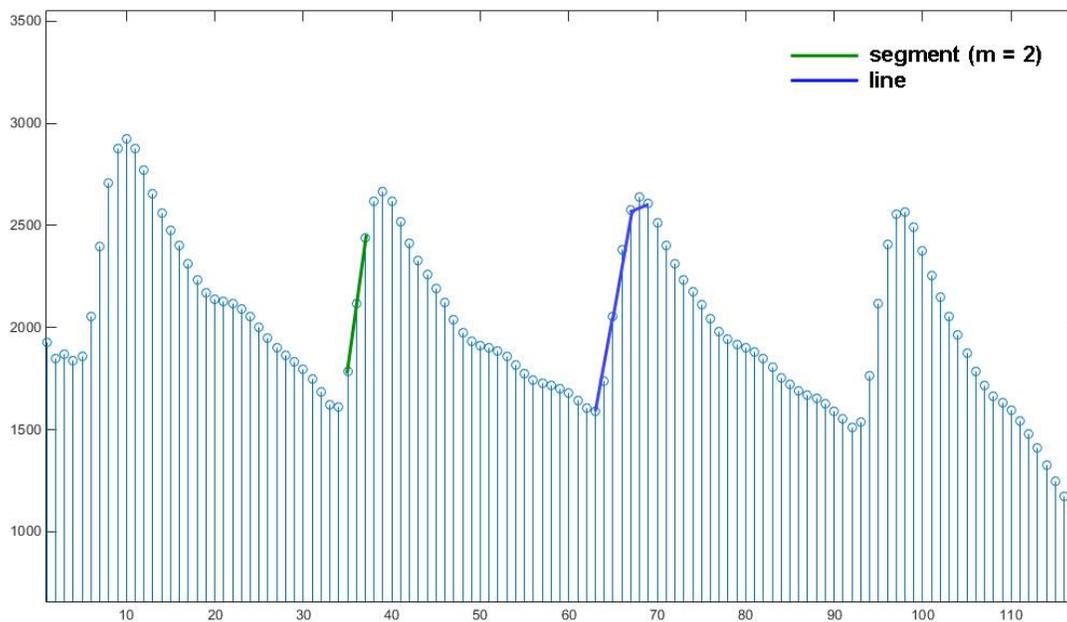


Figura 18 - Exemplo para ilustrar um segmento de tamanho m e uma linha crescente identificados pelo IMS em um sinal PPG.

Em seguida, é preciso determinar quais dessas linhas representam pulsos. Antes disso, porém, é necessário calcular os limiares (*Thresholds*) de amplitude mínima e máxima. Isso é feito através de uma função que analisa todas as linhas do sinal identificadas no passo anterior. Cada linha crescente e com amplitude maior que um limiar α (alpha), definido empiricamente, é considerada na adaptação dos *thresholds*. Tendo calculado os *thresholds* adaptativos, todas as linhas crescentes fora dos limiares ou que possuem linhas horizontais antes ou depois delas, são consideradas artefatos.

Devido à limitação de memória no arduino, cada sinal é analisado por vez. O sinal é copiado do cartão SD para a memória principal e cada linha que é formada tem suas informações, como amplitude e inclinação, armazenadas no cartão SD. Essas linhas são lidas uma a uma para o cálculo dos *thresholds* e depois para a extração de artefatos.

A informação gerada nesse módulo de detecção de artefatos, que é utilizada pelos demais módulos, é aquela referente às de pulsos válidos do sinal analisado. Essas informações são armazenadas também no cartão SD e representam: tempo de início do pulso, tempo do pico

(tempo onde o pulso tem amplitude máxima), inclinação e amplitude. Essas informações são fundamentais no processo de extração de características e cálculo dos coeficientes.

3.2.3. Extração de Características

Este módulo de extração de características é responsável por identificar pontos da PPG que serão utilizadas no cálculo dos índices. De forma particular, o algoritmo busca identificar em cada pulso da PPG as seguintes características: pico sistólico, pico diastólico, *dicrotic notch* e o início do pulso. Como resultado da identificação de artefatos, as informações de pico sistólico (pico máximo do pulso) e início do pulso já foram obtidas.

Como apresentado na seção 2.3.1, tanto o pico diastólico (neste trabalho, muitas vezes referido como ponto b da PPG), quanto o *dicrotic notch* (neste trabalho, referido como ponto c da PPG), podem ser identificados através dos máximos locais e pontos de cruzamento com o eixo zero da primeira derivada da curva fotopletismográfica (DPPG), quando existirem.

Sendo assim, o sinal PPG é lido do cartão SD e tem sua primeira derivada calculada através do *3-point centre derivative method* [6], e é armazenada no cartão SD. Nesse método de derivação, um sinal $S[n]$ digital é derivado através da seguinte equação (1):

$$S'[n] = \frac{dS}{dt} \Big|_{t=nT} = \frac{1}{2T} (S[n+1] - S[n-1]) \quad (1)$$

Onde T é o intervalo de amostragem e n o número de pontos amostrados do sinal.

Os pulsos válidos da PPG, que se encontram armazenados no cartão SD, são utilizados para localizar os pulsos correspondentes no sinal derivado. Para cada pulso, os pontos b e c da PPG são identificados através de funções de localização de máximos locais e de passagem pelo eixo zero na DPPG. Esses pontos completam a lista de características da PPG necessárias para o cálculo dos índices.

3.2.4. Cálculo dos Índices

Este módulo do sistema calcula os índices de interesse da curva fotopletismográfica. Como apresentado na seção 2.4, índices extraídos da PPG permitem obter características do sistema cardiovascular de uma pessoa e podem ajudar na identificação de doenças ou problemas congênitos. Dos índices apresentados na seção indicada, este trabalho se deteve ao cálculo dos seguintes:

- *Peak to Peak Interval* (PPT) – tempo entre dois picos sistólicos consecutivos.
 - $PPT = |t[a_n] - t[a_{n+1}]|$
- *Pulse Interval* (ΔP) – distância entre o início e o fim do pulso.
 - $\Delta P = |t[p_n] - t[p_{n+1}]|$
- *Reflexion Index* (RI) – Razão percentual entre as amplitudes dos picos diastólicos e sistólicos.
 - $RI = \left(\frac{b}{a}\right) * 100$
- ΔT – tempo entre pico sistólico e diastólico.
 - $\Delta T = |t[b] - t[a]|$
- *Crest Time* (CT) – Tempo de subida dos picos sistólicos.
 - $CT = |t[a] - t[p]|$
- *Relative Rise Time* (RRT) – Tempo entre o início do pulso e o pico sistólico, normalizado pela duração do pulso.
 - $RRT = \frac{CT}{\Delta P}$

Além disso, foram calculados os índices AS e AR que relacionam a amplitude de subida com o tempo de subida e com a duração do pulso, respectivamente.

- $AS = \frac{a}{CT} \quad e \quad AR = \frac{a}{\Delta P}$

Em todas as equações para os índices apresentados, a e b referem-se aos picos sistólicos e diastólicos, respectivamente. Já p e t representam o início do pulso e o tempo onde determinado ponto de interesse ocorreu, nessa ordem.

Para o cálculo de cada índice, foram utilizadas as informações das características da PPG obtidas nos passos anteriores do algoritmo e armazenadas no cartão SD. Para cada pulso, os índices correspondentes eram contabilizados e ao fim da análise de todos os pulsos, a média de cada um desses índices foi obtida.

Conclusões

Neste capítulo, foi apresentada a arquitetura do sistema. A arquitetura de hardware é composta pelo módulo do sensor de pulso, responsável pela captura dos sinais fotopletismográficos, o módulo do arduino que implementa toda a amostragem do sinal, detecção de artefatos, extração de características e cálculo dos índices, e o módulo do cartão SD, que armazena os sinais e suas derivadas e características bem como dados auxiliares e foi incluso no sistema devido à limitação de memória do arduino.

A arquitetura de software apresentada abrange as quatro fases do algoritmo. Na primeira é feita a aquisição do sinal através de interrupções geradas pelo *timer*. A segunda classifica os pulsos como pulsos válidos ou artefatos a fim de detectar as anomalias de movimento no sinal. A terceira compreende a extração de características da PPG identificando os seus pontos de interesse. E a última, abrange o cálculo dos índices da PPG.

RESULTADOS E DISCUSSÕES

Como mencionado, o sistema apresentado neste trabalho faz parte do projeto proposto por um grupo de pesquisa do Centro de Informática da Universidade Federal de Pernambuco (CIn – UFPE), em colaboração com a equipe do Círculo do Coração do Real Hospital Português, que está desenvolvendo um algoritmo para auxiliar no diagnóstico de Coarctação da Aorta (CoA) em neonatos através da análise de curvas PPG capturadas simultaneamente na mão e no pé do paciente.

O protótipo aqui desenvolvido implementa os módulos de aquisição do sinal, identificação de artefatos, extração de características da PPG e cálculo do índices, como apresentado na seção 3.2. Dessa forma, a comparação dos índices para indicação de CoA não faz parte do escopo deste trabalho. Isso se deu devido à indisponibilidade, em tempo hábil, da coleta de dados reais de pacientes neonatos diagnosticados com CoA.

O módulo de aquisição de sinal foi testado utilizando o sensor de pulso de luz verde apresentado na seção 3.1. Uma placa para conectar sensores de oximetria comerciais com o arduino está sendo desenvolvida para facilitar a utilização do sistema em ambientes hospitalares, maternidades e clínicas.

A validação dos demais módulos de software com o modelo em MATLAB foi feita com dados off-line armazenados no cartão de memória. Sete sinais, utilizados nas verificações, foram obtidos das seguintes bases de dados:

- *Benchmark* utilizado por W. Karlen, S. Raman, J. M. Ansermino, e G. A. Dumont no trabalho “*Multiparameter respiratory rate estimation from the photoplethysmogram,*” [24] que estima a frequência respiratória a partir da análise da curva PPG. Esses dados estão disponíveis no site da CapnoBase² e possui dados de crianças e adultos.
- Banco de dados descrito em “*Age-related alterations in the fractal scaling of cardiac interbeat interval dynamics*” [25] por IYENGAR et al. e disponível no site da

² <http://www.capnibase.org/index.php?id=857>

PhysioNet³. Esses dados foram colhidos de pacientes jovens (entre 21 e 34 anos) e idosos (entre 68 e 85 anos).

- Banco de dados descrito em “*Multiparameter intelligent monitoring in intensive care II (MIMIC-II): A public-access ICU database.*” [26] por SAEED et al. e também disponível no site da PhysioNet⁴ com dados coletados de neonatos internados em unidades de terapia intensiva (UTI).

Cada sinal foi processado pelo algoritmo implementado no arduino e suas saídas comparadas com as saídas resultantes da execução do modelo de referência desenvolvido em MATLAB. O número de pulsos válidos classificados na fase de detecção de artefatos foi igual para as duas implementações, arduino e MATLAB, para todos os sinais.



Figura 19 - Ilustração de como foi realizada a comparação entre os modelos do arduino e MATLAB.

A figura 19 acima ilustra o processo de comparação entre os modelos do arduino e do MATLAB. Capturas de PPG, armazenadas em arquivos e disponíveis nos bancos de dados mencionados, são analisadas por ambos os modelos. Os resultados de cada modelo são então comparados, sendo o modelo MATLAB a referência.

Para cada um desses sinais, também foram comparados os pontos de interesse de seus pulsos. Foram considerados os inícios dos pulsos, os picos sistólicos, *dicrotic notch* e os picos diastólicos para cada um dos pulsos de cada curva. A figura 20 mostra o trecho de um dos sinais

³ <https://physionet.org/physiobank/database/fantasia/>

⁴ <https://physionet.org/physiobank/database/mimic2wdb/>

utilizados na validação do sistema com os seus pontos de interesse identificados em cada pulso. O eixo vertical representa a amplitude do sinal, enquanto o eixo horizontal representa o tempo.

O algoritmo armazena o valor referente ao tempo em que cada um desses pontos de interesse ocorreu. Dessa forma, esses valores de tempo foram comparados com os obtidos com o modelo de referência e as diferenças médias entre os resultados dos dois modelos, para cada ponto de interesse, podem ser vistas na tabela 1. A primeira linha da tabela mostra o erro médio em unidade de tempo de 50^{-1} segundos (resultado de uma amostragem de 50 Hz), enquanto que a segunda linha apresenta esses mesmos erros médios convertidos para milissegundos.

Tabela 1 - Erro médio para os pontos de interesse da PPG.

	Início do Pulso	Pico Sistólico	<i>Dicrotic notch</i>	Pico Diastólico
Erro médio (50^{-1}s)	1,04773	1,06292	1,16128	1,14269
Erro médio (ms)	21,90702	21,25850	22,81746	22,30952

Desta tabela, pode-se verificar que o erro médio para todos os pontos característicos da PPG analisados foi pouco mais de uma unidade de tempo. Ou seja, os pontos de interesse foram sempre encontrados no tempo esperado (de acordo com o modelo de referência) com um erro de uma unidade de tempo para mais ou para menos, em média. Esse erro não foi significativo para o cálculo dos índices da PPG, que são obtidos a partir destes pontos de interesse.

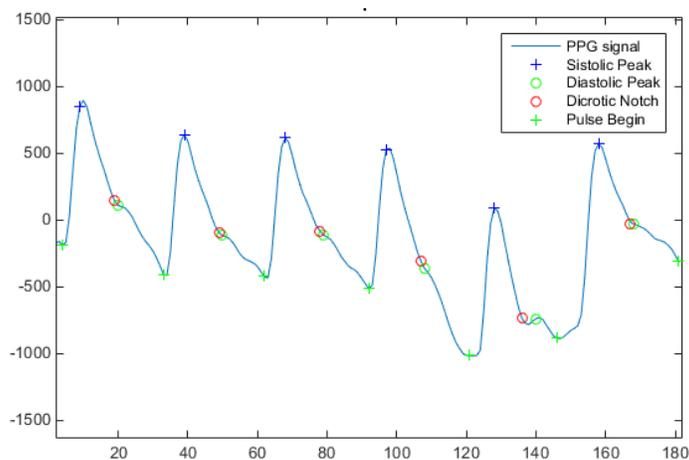


Figura 20 - Pontos de interesse da PPG identificados em cada pulso.

A tabela 2 a seguir apresenta os erros médios percentuais para cada índice da PPG calculado no sistema implementado neste trabalho em relação aos resultados obtidos com o modelo de referência em MATLAB.

Tabela 2 - Erro médio para os índices da PPG.

	PPT	ΔP	RI	ΔT	CT	RRT	AS	AR
Erro médio (%)	2,38	2,31	4,14	10,52	3,04	2,08	3,72	1,68

Os dados da tabela mostram que a precisão alcançada no cálculo dos índices foi boa, com erro médio de aproximadamente 3,7 por cento. Esses erros ocorrem devido a diferenças de processamento entre o sistema embarcado e o modelo de referência em MATLAB. Enquanto o modelo de referência utiliza números de ponto flutuante de precisão dupla em todo seu processamento, o algoritmo implementado no sistema embarcado utiliza números inteiros e números de ponto flutuante de precisão simples em algumas partes. O algoritmo para identificação dos picos diastólicos e *dicrotic notch* a partir da análise da derivada foi modificado devido a sua complexidade de processamento em uma plataforma embarcada. Enquanto o modelo de referência utiliza um método de janela deslizante, o algoritmo do sistema em arduino utiliza uma técnica para encontrar os máximos locais da curva.

É possível que a precisão do algoritmo melhore com o aumento da frequência de amostragem do sinal. Isso porque, com uma frequência de amostragem mais alta, seria possível obter sinais com melhor resolução, ajudando na identificação de pontos como o pico sistólico, que, por vezes, depende de onde a derivada cruza o zero do eixo das ordenadas. No entanto, o aumento da frequência de amostragem acarreta o aumento de memória necessária para armazenar o sinal e também o aumento no tempo de processamento.

Finalmente, o sistema apresentado, como foi mencionado, foi implementado na plataforma Arduino Mega conectada a um *shield* Ethernet com entrada para cartão de memória. Esse *shield* foi utilizado por facilidade de aquisição, porém o *shield* de cartão SD para arduino poderia ser utilizado sem nenhum prejuízo ao algoritmo. Dessa forma, o sistema possui um baixo

custo, visto que esses componentes são facilmente encontrados no mercado com preços acessíveis.

Em relação ao consumo de memória do arduino, foram utilizados cerca de 24.166 *bytes* (9%) da memória de programa que possui 253.952 *bytes* disponíveis. Já da memória principal, foram utilizados cerca de 5.168 *bytes* (63%) para variáveis globais, deixando cerca de 3.024 *bytes* para variáveis locais, somando um total de 8.192 *bytes*. Em relação ao programa desenvolvido no arduino, este possui 695 linhas de código em C/C++.

Em respeito ao tempo de execução do algoritmo, o arduino apresentou um tempo de execução médio de 5.59 segundos, em comparação a 0.075 segundos do algoritmo executado em MATLAB. Este último foi executado em um computador com processador Intel Core i7 de 1,8GHz, memória RAM de 8GB, e um processador gráfico NVIDIA GEFORCE de 2GB. Como esperado, o tempo de execução médio no arduino foi muito maior, devido, principalmente, à grande quantidade de escritas e leituras ao cartão SD. Para ilustrar esse fato, cada leitura de um vetor de mil posições do cartão SD consumiu aproximadamente 0,226 segundos.

Conclusões

Os resultados das verificações e validações mostram que o sistema atende ao propósito de análise da curva PPG através do cálculo de seus índices. A precisão alcançada em relação ao modelo de referência em MATLAB foi aceitável dentro das limitações expostas de um sistema embarcado. Também o tempo médio de execução, de aproximadamente cinco segundos e meio, é aceitável para uma aplicação de auxílio no diagnóstico de CoA em neonatos. Desta forma, o sistema embarcado proposto nesse trabalho proporciona que o diagnóstico desta malformação em neonatos venha a ser feito nos diversos hospitais e maternidades.

4. CONCLUSÕES e FUTUROS TRABALHOS

Este trabalho apresentou a implementação, na arquitetura arduino, de um algoritmo para análise da curva PPG, desde sua aquisição, extração de artefatos e identificação de suas características visando o cálculo de índices especiais para identificação de anomalias cardíacas, em particular, no auxílio ao diagnóstico de Coarctação da Aorta (CoA) em neonatos.

O algoritmo para auxiliar o diagnóstico de coarctação da aorta, através da análise da curva fotopletismográfica, irá permitir que neonatos, portadores da malformação, não deixem maternidades e unidades hospitalares sem o diagnóstico adequado e nem tenham seu quadro de saúde agravado devido à falta do tratamento devido. Devido ao baixo custo de implementação do sistema embarcado proposto, torna-se possível que a análise da curva PPG seja feita facilmente em hospitais e maternidades, bem como em clínicas e enfermarias em serviços públicos, etc.

Apesar das limitações em termos de capacidade de processamento e memória, o sistema desenvolvido foi capaz de identificar, de forma eficiente, as características da curva PPG, bem como calcular com precisão os seus índices. Os erros para os índices ficaram numa média de 3,7 por cento.

Está sendo desenvolvida uma placa para permitir que sensores de oximetria comerciais sejam conectados ao arduino. O que irá facilitar ainda mais que este sistema seja utilizado nas mais diversas unidades de saúde que usualmente já possuem tais sensores. Além do circuito de aquisição, outras melhorias devem ser feitas para que o sistema seja de fato levado às unidades de saúde, como a integração com display para controle do sistema e visualização dos dados e da própria curva PPG sem a necessidade de um computador. É preciso também uma integração com alguma fonte de energia, como uma bateria, por exemplo, e que os índices calculados sejam corretamente relacionados à CoA.

Com relação à CoA, o grupo de pesquisa que desenvolveu o algoritmo de análise da PPG para auxiliar no diagnóstico da malformação está realizando a coleta de dados de neonatos saudáveis e que apresentam a malformação para a correlação com índices da PPG. Além dos índices apresentados neste trabalho, outros que sejam calculados a partir das características

identificadas da onda podem ser utilizados, ou até mesmo criados, desde que apresentem relação com a CoA.

Além disso, foi mostrado nesse trabalho que o contorno da PPG pode estar relacionado às diversas características, doenças e malformações do sistema cardiovascular. Sendo assim, trabalhos futuros podem expandir o sistema para auxiliar no diagnóstico ou identificação de outras anomalias no sistema cardiovascular. Outra melhoria possível seria a análise do contorno das derivadas de ordem maiores da PPG para captura de novas características da curva.

Durante o desenvolvimento do trabalho, foram encontradas algumas dificuldades. Descobrir um sensor de pulso de baixo custo e confiabilidade que atendesse os requisitos do projeto foi uma delas. O sensor de pulso da Amped utilizado, apesar do baixo custo, possui uma sensibilidade grande à pressão que é aplicada sobre ele durante a aquisição. Essa pressão possui clara interferência na amplitude da onda resultante.

Outro desafio foi a adaptação do modelo que originalmente foi implementado em MATLAB para a linguagem C/C++. A linguagem MATLAB é de alto nível e permite manipulação de estruturas de dados de forma bastante facilitada. Além disso, a memória disponível no ambiente de execução do modelo de referência permitiu que essas grandes estruturas de dados fossem armazenadas e manipuladas sem maiores dificuldades.

5. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] BELAL, S. Y. et al. Automatic detection of distorted plethysmogram pulses in neonates and paediatric patients using an adaptive-network-based fuzzy inference system. **Artificial Intelligence in Medicine**, [S.l.], v. 24, p. 149-165, fev. 2002.
- [2] QAWQZEH, Y. K; REAZ, M. B. I; Ali M. A. A. The analysis of PPG contour in the assessment of atherosclerosis for erectile dysfunction subjects. **WSEAS Transactions on Biology and Biomedicine**, [S.l.], v. 7, n. 4, p. 306-315, out. 2010.
- [3] ELGENDI, M. On the Analysis of Fingertip Photoplethysmogram Signals. **Current Cardiology Reviews**, [S.l.], v. 8, n. 1, p. 14-25, fev. 2012.
- [4] MILLASSEAU, R. P. et al. Determination of age-related increases in large artery stiffness by digital pulse contour analysis. **Clinical Science**, [S.l.], v. 103, n. 4, p. 371-374, out. 2002.
- [5] EBAID, M; AFIUNE, J. Y. Coarctação de Aorta. Do Diagnóstico Simples às Complicações Imprevisíveis. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, São Paulo, v. 71, n. 5, nov. 1998.
- [6] ELGENDI, M. et al. Detection of a and b waves in the acceleration photoplethysmogram. **BioMedical Engineering OnLine**, [S.l.], set. 2014.
- [7] SANTINI, T. R. S. **Projeto de um Oxímetro de Pulso com comunicação USB**. São Carlos, 2016. Monografia (Graduação Em Engenharia Elétrica com ênfase em Sistemas de Energia e Automação). Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.
- [8] FAULHABER, A. **Design and implementation of a low-cost pulse oximeter kit for developing and educational purposes**. Stuttgart, 2016. Dissertação. Institute of Applied Optics, University of Stuttgart.
- [9] TAMURA, T. et al. Wearable Photoplethysmographic Sensors—Past and Present. **Electronics**, [S.l.], v. 3, n. 2, p. 282-302, abr. 2014.
- [10] KARLEN, W; ANSERMINO, M; DUMONT, G. Adaptive Pulse Segmentation and Artifact Detection in Photoplethysmography for Mobile Applications. In: 34TH ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE EMBS, São Diego, California. **Anais...** 2012
- [11] CARTER, S. A; TATE, R. B. Value of toe pulse waves in addition to systolic pressures in the assessment of the severity of peripheral arterial disease and critical limb ischemia. **Journal of Vascular Surgery**, [S.l.], v. 24, n. 2, p. 258-265, ago. 1996.

- [12] BARNES, R. W. et al. Doppler ultrasound and supraorbital photoplethysmography for noninvasive screening of carotid occlusive disease. **The American Journal of Surgery**, [S.l.], v. 134, n. 2, p. 183-186, ago. 1977.
- [13] ALLEN, J. et al. Photoplethysmography detection of lower limb peripheral arterial occlusive disease: a comparison of pulse timing, amplitude and shape characteristics. **Physiological Measurement**, [S.l.], v. 26, n. 5, jul. 2005.
- [14] Kingbright. Datasheet: Subminiature Solid State Lamp. Publicação Eletrônica, 2016.
- [15] Avago Technologies. Datasheet: Miniature Surface-Mount Ambient Light Photo Sensor. Publicação Eletrônica, 2008.
- [16] **PulseSensor**. Disponível em: <<https://pulsesensor.com/>>. Acesso em: 9 fev. 2017.
- [17] ARDUINO. **Arduino Ethernet Shield V1**. Disponível em <<https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoEthernetShieldV1>>. Acesso em: 16 maio 2017.
- [18] ARDUINO. **SD Library**. Disponível em <<https://www.arduino.cc/en/Reference/SD>>. Acesso em: 16 maio 2017.
- [19] ARDUINO. **SPI Library**. Disponível em <<https://www.arduino.cc/en/reference/SPI>>. Acesso em: 16 maio 2017.
- [20] ARDUINO. **Arduino Mega**. Disponível em <<https://www.arduino.cc/en/Main/arduinoBoardMega>>. Acesso em: 2 mar. 2017.
- [21] ARDUINO. **Serial**. Disponível em <<https://www.arduino.cc/en/reference/serial>>. Acesso em: 4 mar. 2017.
- [22] ARDUINO. **Arduino Build Process**. Disponível em <<https://www.arduino.cc/en/Hacking/BuildProcess>>. Acesso em: 8 mar. 2017.
- [23] ARDUINO-INFO. **Arduino Timers and Interrupts**. Disponível em <<https://arduino-info.wikispaces.com/Timers-Arduino>>. Acesso em: 8 mar. 2017.
- [24] KARLEN, W. et al. Multiparameter Respiratory Rate Estimation From the Photoplethysmogram. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, [S.l.], v. 60, n. 7, p. 1946-1953, jul. 2013.
- [25] IYENGAR, N. et al. Age-related alterations in the fractal scaling of cardiac interbeat interval dynamics. **American Journal of Physiology**, [S.l.], v. 271, n. 4, p. 1078-1084, out. 1996.
- [26] SAEED, M. et al. Multiparameter intelligent monitoring in intensive care II (MIMIC-II): A public-access ICU database. **Critical Care Medicine**, [S.l.], v. 39, n. 5, p. 952-960, maio 2011.

- [27] LINDE, D. et al. Birth Prevalence of Congenital Heart Disease Worldwide. **Journal of the American College of Cardiology**, [S.l.], v. 58, n. 21, nov. 2011.
- [28] OSTER, M. E. et al. Temporal Trends in Survival Among Infants With Critical Congenital Heart Defects. **American Academy of Pediatrics**. [S.l.], jan. 2013.
- [29] EDGEFX. **Arduino Technology Architecture and Its Advantages**. Disponível em: <<http://www.edgefxkits.com/blog/arduino-technology-architecture-and-applications/>> Acesso em: 25 maio 2017.
- [30] CHOI, A; SHIN, H. Photoplethysmography sampling frequency: pilot assessment of how low can we go to analyze pulse rate variability with reliability? **Physiological Measurement**, [S.l.], v. 38, n. 3, feb. 2017.