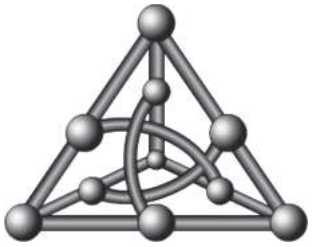
Dissertação de Mestrado

Algoritmos para Obtenção de Frequência Cardíaca e Respiratória em Bovinos

Patrik Olã Bressan

Orientação: Professor Dr. Ricardo Ribeiro dos Santos
Coorientação: Pesquisadora Dra. Fabiana Villa Alves

Área de Concentração: Tecnologias Computacionais para Agricultura e Pecuária



Faculdade de Computação
Universidade Federal de Mato Grosso do Sul
23 de abril de 2016.

Algoritmos para Obtenção de Frequência Cardíaca e Respiratória em Bovinos

Campo Grande, 23 de abril de 2016.

Banca Examinadora:

- Professor Dr. Ricardo Ribeiro dos Santos (FACOM/UFMS) - orientador
- Pesquisadora Dra. Fabiana Villa Alves (Embrapa Gado de Corte) - coorientadora
- Professor Dr. Evandro Mazina Martins (FAENG/UFMS)

Agradecimentos

Agradeço a Deus pela graça da vida, por esta oportunidade e pelas vitórias concedidas.

À minha mãe Maria Santa, por todo o seu sacrifício na criação de quatro filhos, onde cultivou o amor e a dignidade em cada um de nós. Também agradeço aos meus irmãos, que mesmo distantes, contribuíram à sua maneira, com saudades do meu irmão Ewerton.

À minha esposa Vanessa, amiga e companheira, presente de Deus na minha vida. Aos nossos filhos Lorenzo e Beatriz que, embora pequeninos, são a minha maior fonte de motivação para toda a luta, para todo o sorriso, para cada amanhecer.

Aos meus sogros e minha cunhada, que nas minhas ausências sempre estiveram disponíveis para acompanhar a minha família, transmitindo todo carinho e atenção sem medidas.

Ao professor Dr. Ricardo Ribeiro dos Santos pela dedicação e profissionalismo. Agradeço pelo respeito, conselhos, entusiasmo em realizar um ótimo trabalho, e principalmente pela paciência com as minhas limitações.

À pesquisadora Dra. Fabiana Villa Alves e ao professor Dr. Evandro Mazina Martins pelos ensinamentos, motivação e sugestões para o desenvolvimento deste trabalho.

Aos meus colegas do LSCAD, principalmente os membros do time do projeto, Felipe, Cleison, João Paulo, Emílio, Leonardo, Rafael, Luiz Henrique e Gabriel.

Aos queridos amigos Valter, Tatiane, Simone, Cleison, Fábio e Lucas, que fizeram parte desta jornada sempre com muita dedicação e bom humor.

Aos meus chefes e colegas no CPPP/UFMS, pela compreensão e suporte durante a realização deste trabalho. Em especial aos amigos Amaury, Dionisio e Robson, pela constante motivação, conselhos e disposição em ajudar.

Aos professores da FACOM pelos conhecimentos transmitidos.

À UFMS pela qualidade na educação prestada à sociedade.

À Embrapa Gado de Corte por todo o apoio e suporte, principalmente pelos profissionais qualificados que contribuíram de forma significativa nos trabalhos. Agradeço pela oportunidade da realização deste trabalho em parceria com uma Instituição tão séria e respeitada.

Aos proprietários da Fazenda Cachoeirinha e também aos seus funcionários por toda ajuda, boa vontade e disponibilização dos animais para a realização dos experimentos.

A todos os amigos e pessoas que me ajudaram e colaboraram na construção deste trabalho.

Resumo

O estresse térmico é um dos fatores de maior impacto na produtividade bovina. Saber quantificá-lo é essencial quando se busca eficiência no sistema de produção, e vários são os parâmetros disponíveis para mensurá-lo. Entretanto, tratando-se de animais não-sedados e não-contidos, esta tarefa torna-se muito difícil. Desse modo, este trabalho propõe algoritmos para a obtenção da frequência cardíaca e respiratória em bovinos, com particular atenção à derivação da frequência respiratória a partir do sinal fotopletismográfico do animal. A aquisição deste sinal foi realizada por meio do sensor oxímetro, sendo este sensor parte integrante de um sistema eletrônico, constituído de software e hardware embarcado, que além do sinal fotopletismográfico, realiza também a aquisição de outras variáveis fisiológicas e ambientais, sendo este sistema desenvolvido no escopo de outros projetos dentro do grupo de pesquisa. Este sistema eletrônico, tem a finalidade de obter, organizar, processar e enviar os dados a um equipamento servidor. Os algoritmos para a derivação da frequência cardíaca e respiratória estão inseridos neste equipamento servidor. Os algoritmos foram validados, juntamente com o equipamento, a partir de coletas do sinal fotopletismográfico em 8 animais com diferentes idades. Após o desenvolvimento dos algoritmos, os resultados obtidos apresentaram variação com relação às frequências respiratórias de referência de $\pm 14\%$. A partir desses resultados, observou-se que a metodologia de aplicação da técnica utilizada em seres humanos, replicada para se trabalhar com sinais de bovinos, é promissora, demonstrando que é uma solução viável para o estudo e monitoramento de animais não-sedados e não-contidos, com métodos precisos e não-invasivos.

Abstract

Heat stress is one of the major issues impacting on livestok productivity. It is essential to identify and quantify heat stress in production systems. Automatic heat stress identification, in non-sedated bovines, is a very hard task, however. This work proposes algorithms for heart and respiration rate in cattle. The algorithms are based on the photoplethysmography signal from oximeter sensors. In this work, we have used oximeter sensors in a electronic platform system to acquire physiological and environmental data from cattle. The electronic platform aims to acquire, organize, process, and send data to a server. The algorithms for heart and respiration rate are run on the server side. The algorithms have been validated, along with the electronic platform, in 8 animals from different ages. The results have showed variations with respect to the respiratory frequency reference $\pm 14\%$. The methodology and the proposed algorithms consist in an accurate and non-invasive approach for automatic identification and monitoring of heart beat and respiration rate in non-sedated cattle.

Sumário

Lista de figuras **8**

Lista de tabelas **11**

Lista de acrônimos **12**

1 Introdução **14**

2 Soluções tecnológicas para aquisição de sinais fisiológicos em bovinos **17**

2.1 Soluções tecnológicas para captura da frequência cardíaca 17

2.2 Soluções tecnológicas para captura da frequência respiratória 21

2.3 Soluções tecnológicas para captura de diferentes variáveis fisiológicas 25

2.4 Discussão e análise dos trabalhos relacionados 27

2.5 Considerações finais 28

3 Fotopletismografia: conceitos e aplicações **30**

3.1 Conceitos e fundamentos 30

3.2 Derivação da frequência cardíaca a partir do sinal PPG 32

3.3 Derivação da frequência respiratória a partir do sinal PPG 33

3.4 Aplicações da técnica de fotopletismografia para aquisição da frequências cardíaca e respiratória 35

3.5 Considerações finais 39

4 Desenvolvimento dos algoritmos para aquisição da frequência cardíaca e frequência respiratória em bovinos **41**

4.1 Apresentação do protótipo 41

4.2 Algoritmo para obtenção da frequência cardíaca 46

4.3 Algoritmo para obtenção da frequência respiratória 47
4.3.1 Procedimento para filtragem de ruídos do sinal PPG 48
4.3.2 Algoritmo para identificação de pontos de interesse no sinal PPG . . 49
4.3.3 Algoritmo de variabilidade da largura de pulso - PWV 51
4.4 Considerações finais 53

5 Experimentos e resultados **54**
5.1 Introdução 54
5.2 Experimentos com o banco de dados Capnobase 55
5.3 Experimentos com dados de bovinos 59
5.4 Considerações Finais 69

6 Conclusões **70**
6.1 Contribuições do trabalho desenvolvido 71
6.2 Dificuldades encontradas 72
6.3 Propostas para trabalhos futuros 72

Referências bibliográficas **74**

Lista de Figuras

1.1 Metodologia PLF. Adaptado de Wathes [1]. 15

2.1 Sistema de monitoramento veterinário. Adaptado de Steve et al. [2]. 18

2.2 Diagrama de bloco funcional do hardware/software para aquisição e processamento de dados do sensor fonocardiógrafo. Adaptado de Martinez et al. [3] 19

2.3 Hardware que incorpora a pílula bolus e os circuitos de detecção dos sinais fisiológicos [3]. 20

2.4 Descrição de alto nível de um nó sensor [4]. 21

2.5 Visão geral do protótipo [4]. 22

2.6 Monitor de segurança pecuária para fornecer informações sobre condições de estresse térmico [5]. 23

2.7 Sistema de identificação eletrônica para o monitoramento comportamental, composta por multiplexadores, antenas, módulos leitor, microcomputadores e computador principal. Adaptado de Eigenberg et al. [5]. 24

2.8 Circuito completo de monitoramento da FR [6]. 24

2.9 Circuito completo acoplado ao animal [6]. 24

3.1 Métodos de obtenção do sinal fotopletismográfico: a) transmissão, b) reflectância. 31

3.2 Forma de onda PPG. representação do pico (P), do ponto inicial (T) e do *dicrotic notch* (D). 33

3.3 Relação temporal entre *Central Venous Pressure* (CVP), *Blood Pressure* (BP) e PPG [7]. 34

3.4 Variação nos componentes da forma de onda PPG com a respiração [7]. . . . 35

3.5 Algoritmo de fusão inteligente para estimativa da FR [8]. 36

3.6 Pontos de interesse para o cálculo da FR. 39

4.1 Esboço do sistema de hardware/software. 42

4.2 Sensor oxímetro fixado na orelha do animal. 43
4.3 Equipamento que recebe os dados ambientais e fisiológicos. 43
4.4 Camada superior da placa de circuito impresso. 44
4.5 Camada inferior da placa de circuito impresso. 44
4.6 Diagrama esquemático eletrônico do sensor oxímetro. 45
4.7 Sistema de hardware: plataforma e sensores. 45
4.8 *Smartphone* sincronizado com o nó fixado no bovino. 46
4.9 Pontos de interesse para o método PWV. 52

5.1 Sinal PPG do banco de dados Capnobase contendo 50753 *samples*. 56
5.2 Sinal PPG do banco de dados Capnobase após filtragem contendo 43976 *samples*. 56
5.3 Forma de onda PWV a partir do sinal PPG filtrado do banco de dados Capnobase. 57
5.4 Ciclo completo de uma onda PWV. 57
5.5 Ciclos Respiratórios. 58
5.6 Frequência cardíaca. 58
5.7 Coleta do sinal PPG no 1° animal. 59
5.8 Coleta do sinal PPG no 3° animal. 60
5.9 Coleta do sinal PPG no 4° animal. 60
5.10 Sinal PPG original dos 4 animais da visita do dia 11/12/2015. 62
5.11 Sinal PPG do 1° animal. 62
5.12 Sinal PPG do 2° animal. 63
5.13 Sinal PPG do 3° animal. 63
5.14 Sinal PPG do 4° animal. 63
5.15 Sinal PPG filtrado do 1° animal. 64
5.16 Sinal PPG filtrado do 2° animal. 64
5.17 Sinal PPG filtrado do 3° animal. 64
5.18 Sinal PPG filtrado do 4° animal. 65
5.19 Forma de onda PWV do 1° animal. 65
5.20 Forma de onda PWV do 2° animal. 66
5.21 Forma de onda PWV do 3° animal. 66
5.22 Forma de onda PWV do 4° animal. 66

5.23 Ciclos respiratórios do 1° animal. 67
5.24 Ciclos respiratórios do 2° animal. 67
5.25 Ciclos respiratórios do 3° animal. 68
5.26 Ciclos respiratórios do 4° animal. 68

Lista de Tabelas

2.1 Oxigênio no sangue em diferentes categorias de confinamento de gado, de acordo com o grupo a que pertencem [9]. 25

2.2 Principais características dos trabalhos apresentados. 28

5.1 Dados de FC e FR de referência e dos experimentos com sensor PPG realizados com 4 animais. 61

5.2 Dados dos experimentos realizados com 4 animais em 22 de setembro de 2015. 68

5.3 Avaliação qualitativa entre os resultados de frequência cardíaca e respiratória. 69

Lista de acrônimos

ADC - *Analog to Digital Converter*

AGC - *Automatic Gain Control*

AR - *Accuracy Rate*

BP - *Blood Pressure*

BPM - *Batimentos por Minuto*

CVP - *Central Venous Pressure*

CWT - *Continuous Wavelet Transform*

DRB - *Doença Respiratória Bovina*

ECG - *Eletrocardiograma*

ECoG - *Eletrococleografia*

EMD - *Empirical Mode Decomposition*

EMG - *Eletromiografia*

EOG - *Eletrooculograma*

FC - *Frequência Cardíaca*

FIR - *Finite Impulse Response*

FR - *Frequência Respiratória*

GPS - *Global Positioning System*

IBI - *Inter Beat Interval*

iLPF - *Integração Lavoura-Pecuária-Floresta*

IMF - *Intrinsic Mode Function*

INPI - *Instituto Nacional da Propriedade Industrial*

LED - *Light Emitting Diode*

PAV - *Pulse Amplitude Variability*

PCA - *Principal Component Analysis*

PLF - *Precision Livestock Farming*

PPG - *Photopletismogram*

PRV - *Pulse Rate Variability*

PWV - *Pulse Width Variability*

RFID - *Radio Frequency Identification*

RIAV - *Respiratory Induced Amplitude Variation*

RIFV - *Respiratory Induced Frequency Variation*

RIIV - *Respiratory-Induced Intensity Variations*

RPM - *Respirações por Minuto*

RSA - *Respiratory Sinus Arrhythmia*

RSSF - *Rede de Sensores Sem Fio*

RSSI - *Received Signal Strength Indicator*

SNA - *Sistema Nervoso Autônomo*

VPP - *Valor Positivo Previsível*

Capítulo 1

Introdução

A aplicação de tecnologias de automação está presente em todas as áreas que buscam produtividade, incluindo o mercado global de alimentos de origem animal, que exige produtos que ofereçam segurança alimentar, que sejam uniformes e baratos [10]. Tecnologias introduzidas em fazendas como parte do sistema *Precision Livestock Farming* (PLF), ou pecuária de precisão, podem auxiliar na obtenção de produtos mais próximos às exigências do consumidor moderno [10]. Segundo [1], a pecuária de precisão é uma tecnologia embrionária que aplica os princípios da engenharia de processos nos sistemas de produção de bovinos, assegurando a qualidade dos produtos, o bem-estar dos animais e a sustentabilidade do meio ambiente. Esta abrange métodos para mensurar eletronicamente os diversos componentes do sistema de produção animal, do solo, do ambiente, além de possibilitar a captura e interpretação em tempo real dos dados, bem como o controle de processos na busca pela máxima eficiência no uso de recursos.

Em geral, um sistema de pecuária de precisão é composto conforme a Figura 1.1 [1]:

1. detecção contínua das respostas do processo, com frequência e escala apropriadas, com retorno das informações para o controlador do processo;
2. modelo matemático compacto, que realiza a predição dinâmica das respostas de cada saída do processo para a variação das entradas, e pode ser estimado em tempo real;
3. valor alvo e/ou trajetória para cada saída do processo, e;
4. atuadores e controlador preditivo baseado em modelo para as entradas do processo.

A utilização da pecuária de precisão pode ser aplicada aos diferentes sistemas de produção animal, embora sua utilização seja mais difusa na suinocultura e avicultura, visto a alta tecnificação destes. Apesar da pecuária de corte não fazer uso massivo de tecnologias de pecuária de precisão, sua contribuição ao entendimento de questões atuais é inegável. De fato, um dos conceitos mais enfatizados atualmente é a elevação da temperatura global que afeta o bem-estar e conforto térmico animal.

A ambiência e bem-estar animal são conceitos altamente relacionados, haja vista ser o conforto térmico uma forma objetiva de mensuração de bem-estar, permitindo, inclusive, pronta relação com outros conceitos, por exemplo, a adaptação e estresse [11]. Uma das

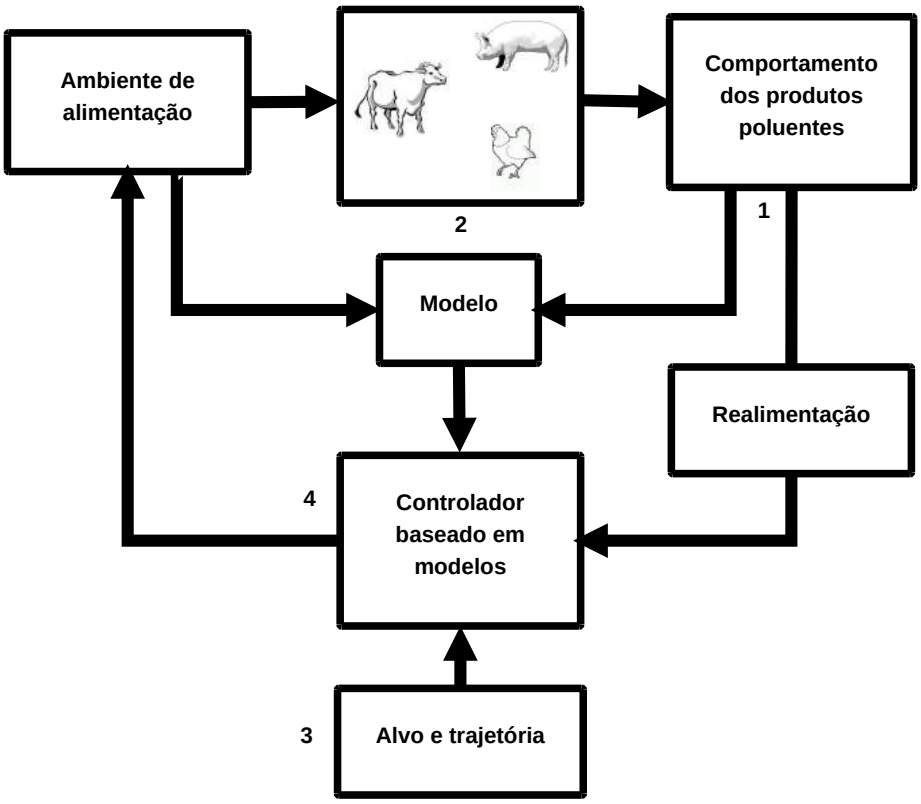


Figura 1.1: Metodologia PLF. Adaptado de Wathes [1].

definições mais aceitas de bem-estar animal é a que "bem-estar de um indivíduo é o seu estado em relação as suas tentativas de se adaptar ao seu ambiente" [12]. Assim, o grau de dificuldade que um animal demonstra na sua interação com o ambiente e os mecanismos utilizados para contornar as inadequações presentes em seu meio são indicativos do comprometimento de seu bem-estar. Atualmente, o bem-estar animal é tido, juntamente às questões ambientais e de segurança alimentar, como um dos maiores desafios da pecuária e da agricultura, e pode ser considerado uma demanda para que um sistema seja defensável eticamente e aceitável socialmente [13].

Por serem animais homeotérmicos, alguns mecanismos termorreguladores como aumento da taxa respiratória, diminuição da ingestão de alimentos, aumento da ingestão de água, diminuição das atividades nas horas mais quentes do dia e, alterações nos gases sanguíneos e eletrólitos do plasma são acionados pelos bovinos em consequência a períodos prolongados de calor excessivo [14,15]. A busca por sombreamento é um dos recursos de defesa utilizados por esses animais na tentativa de amenizar temperaturas elevadas e alta radiação [16]. Em climas quentes, por exemplo, a procura por sombra é capaz de reduzir a carga de calor radiante em mais de 30% [17].

Visando maximizar a utilização da área disponível e, também, minimizar os efeitos de temperaturas elevadas sobre o bem-estar animal, produtores estão utilizando os sistemas de Integração Lavoura-Pecuária-Floresta (iLPF) [18]. O sistema iLPF consiste na diversificação e integração dos diferentes sistemas produtivos, agrícolas, pecuários e florestais, dentro de uma mesma área, em cultivo consorciado, em sucessão ou rotação, de forma que haja benefícios para todas as atividades.

Diante deste cenário, este trabalho tem por objetivo principal indicar de forma automatizada e flexível informações sobre a frequência cardíaca (FC) e frequência respiratória (FR) de bovinos. Com essas informações, pode-se inferir, por exemplo, sobre a adaptabilidade de animas submetidos em diferentes condições climáticas, além de outras utilizações. Para tanto, utiliza-se uma solução integrada de hardware e software, composto por sensores, circuitos eletrônicos de aquisição, processamento, armazenamento e transmissão desses sinais fisiológicos capturados.

Um dos requisitos para a implementação dessa solução é que o sistema produzido seja não invasivo, e capaz de atuar em animais não-sedados e não-contidos. Além disso, o sistema eletrônico acoplado ao corpo do animal deve considerar requisitos como tamanho, peso, fontes de energia elétrica, temperatura de operação, entre outros, a fim de alcançar robustez de funcionamento e interferência mínima sobre o comportamento animal.

A solução integrada utilizar-se-á de sensores acoplados à pele do animal para obtenção dos sinais referentes às variáveis sob estudo, especificamente será utilizado sensor oxímetro (SpO_2). Associado a esse sensor, propõe-se a utilização de hardware embarcado a fim de obter, organizar, processar e enviar os sinais para um equipamento servidor. Este, por sua vez, tem a função de manter o histórico dos dados obtidos (variáveis), e correlacioná-los para uso em diferentes finalidades. Originalmente, um sensor oxímetro retorna informações sobre níveis de oxigenação sanguínea por meio da técnica de fotopletismografia (PPG - *Photopletismogram*). Essa é uma técnica óptica de baixo custo, capaz de registrar de maneira contínua a intensidade de luz dispersa de uma fonte pelo tecido, coletada por um fotodetector.

Ressalta-se que as atividades envolvendo o projeto do algoritmo para a extração da FC, a utilização de sensores ambientais e a transmissão de dados para *smartphone* via *Bluetooth*, foram desenvolvidas no âmbito de outros trabalhos no grupo do projeto. Especificamente, neste trabalho, busca-se uma alternativa inovadora ao uso do sensor oxímetro para adquirir, filtrar e processar o sinal PPG para derivação da frequência cardíaca e respiratória em bovinos. Há relatos na literatura [7,19] sobre obtenção dessas frequências em humanos, a partir de sensores oxímetros. Tais sensores também já foram experimentados em bovinos [2, 9, 20, 21], mas ainda sob várias limitações de utilização.

Diante do exposto, este trabalho em nível de mestrado em computação aplicada está organizada da seguinte forma:

- Capítulo 2: apresenta-se uma revisão da literatura da área sobre dispositivos e soluções tecnológicas disponíveis para aquisição de sinais fisiológicos em animais, como FC, FR, temperatura, entre outros;
- Capítulo 3: são apresentados os conceitos e teorias sobre a técnica de fotopletismografia, assim como a fundamentação teórica que embasa a extração da FC e FR por meio do sensor oxímetro;
- Capítulo 4: é apresentado o desenvolvimento do trabalho, que envolve especificamente os algoritmos e o hardware utilizado;
- Capítulo 5: nesse capítulo são apresentados os experimentos e os resultados obtidos;
- Capítulo 6: é apresentado nesse capítulo as conclusões sobre o trabalho, as dificuldades encontradas e possíveis trabalhos futuros.

Capítulo 2

Soluções tecnológicas para aquisição de sinais fisiológicos em bovinos

Este capítulo apresenta trabalhos encontrados na literatura científica que propõem a utilização de tecnologias de hardware, software e de comunicação, visando o monitoramento de variáveis fisiológicas, tanto em seres humanos quanto em animais não-sedados. A apresentação dos mesmos foi organizada em seções - 2.1, 2.2 e 2.3 -, conforme as variáveis estudadas (FC, FR e diferentes variáveis fisiológicas). Trabalhos com enfoque específico na utilização de tecnologias e experimentos em animais sedados, não são apresentados. Na Seção 2.4, os trabalhos apresentados são discutidos e comparados em um espectro mais geral, visando a identificação das variáveis fisiológicas mais analisadas e tecnologias utilizadas.

2.1 Soluções tecnológicas para captura da frequência cardíaca

A proposta apresentada em [2] descreve o desenvolvimento de uma infraestrutura de telemedicina veterinária baseada em tecnologia de monitoramento *wearable* (que pode ser adaptada, vestida). O objetivo dessa infraestrutura é suportar sistemas de monitoramento que avaliam continuamente o estado de saúde do animal em rebanhos concentrados e distribuídos. Para que isso seja possível, é necessário colocar estações de monitoramento compatíveis com a tecnologia *Bluetooth* próximas aos cochos e bebedouros. Algoritmos realizam análises preliminares sobre os dados, transmitindo-os para os bancos de dados da região, onde serão correlacionados com os dados fornecidos por outros produtores. Resultados significativos podem ser transmitidos para o veterinário responsável, produtores e autoridades governamentais, dependendo do grau de importância dos mesmos. A partir dos dados captados é possível gerar um relatório de saúde geográfico.

Neste sistema é utilizado um bolus[1] (CorTemp) e um transceptor, responsável pelo envio e recebimento dos valores de FC, mensurado em batimentos por minuto (BPM), e temperatura corporal dos animais, para a transferência dos dados. A cápsula bolus deve ser

[1]Significa pílula grande ou volumosa, sendo comumente utilizada a expressão bolus intra ruminal na utilização em animais.

ingerida pelo animal, onde ficará alojada no retículo, e é responsável pelo envio contínuo dos sinais fisiológicos para o transceptor. O transceptor também é compatível com os cintos de eletrodos Polar®. Além disso, há também sensores para luminosidade, acelerômetro, dispositivo com Sistema de Posicionamento Global (GPS - *Global Positioning System*), e outros sensores *wearable* ainda em desenvolvimento, por exemplo para a mensuração da temperatura e umidade do ambiente. Também foi utilizado um sensor de reflectância de luz conectado a um circuito de oxímetro de pulso, para adquirir dados fotopletismográficos vermelho e infravermelho a partir da orelha do bovino, conforme mostra a Figura 2.1. Os valores adquiridos em [2] foram 70 batimentos por minuto e 102 °F ou 38, 8 °C.

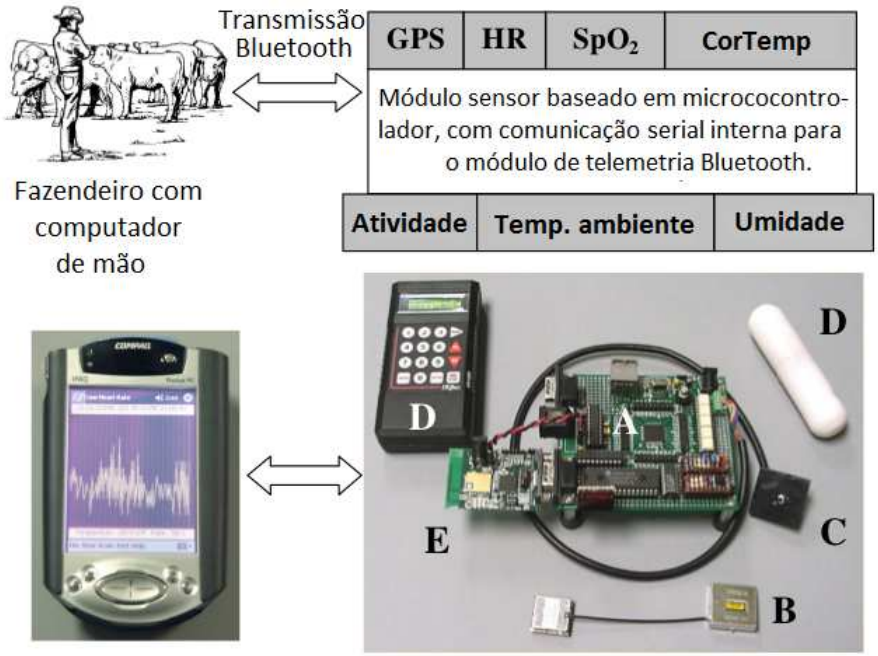


Figura 2.1: Sistema de monitoramento veterinário. Adaptado de Steve et al. [2].

Na Figura 2.1, nota-se a existência de diversos componentes no sistema de monitoramento: microcontrolador PIC 18F8720 (A), unidade GPS Trimble Lassen SQ (B), oxímetro de pulso para fornecer dados de reflectância vermelho/infravermelho (C), unidade CorTemp HQI para temperatura corporal e FC (D), módulo BrightCom Callisto 2 para transmissão via rede sem fio (E) e computador de mão modelo Compaq iPaq 3870 utilizando Anycom Bluetooth CF-2001 CompactFlash Card.

O trabalho [3] também apresenta uma abordagem da utilização do bolus para a obtenção da FC e da temperatura em bovinos. Este dispositivo permite a aquisição do ritmo cardíaco por meio de um fonocardiógrafo, inserido dentro da cápsula. O diagrama de bloco funcional do hardware/software utilizado e demonstrado pela Figura 2.2, inclui:

- **Aquisição de dados acústicos:** um microfone a prova d'água obtém os dados acústicos, a partir do retículo;
- **Aquisição da temperatura corporal:** um sensor comercial de temperatura superficial obtém a temperatura corporal;

- **Detector do pico de FC e filtro:** um circuito analógico detecta os pulsos acústicos e tenta filtrar os ruídos indesejados, como os produzidos pela ruminação;
- **Pré-processamento dos dados:** os dados são convertidos e ordenados antes da transmissão. O conversor analógico/digital do processador principal captura os dados de temperatura; em seguida, o processador determina o tempo de *clock* entre os pulsos de FC;
- **Transmissão *wireless*:** os dados são transmitidos sem fio por meio de ligação de rádio frequência;
- **Pós-processamento:** algoritmos de nivelamento e de avaliação de parâmetros são aplicados nos dados obtidos.

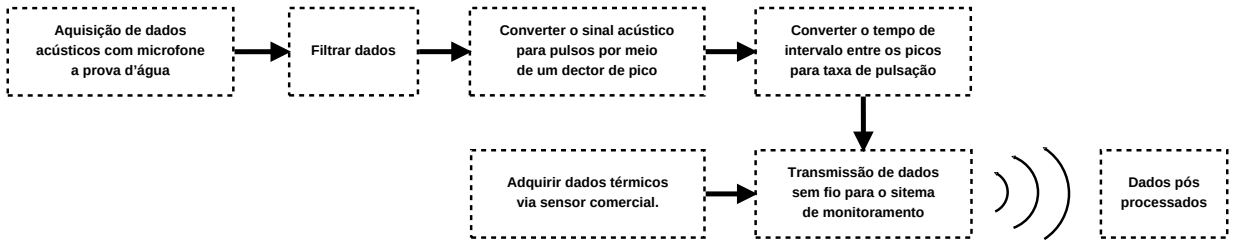


Figura 2.2: Diagrama de bloco funcional do hardware/software para aquisição e processamento de dados do sensor fonocardiógrafo. Adaptado de Martinez et al. [3]

O hardware inicial utilizado para o *link* de comunicação é um controlador rfPIC, que possui uma antena de frequência central de 315 MHz. O receptor também é um controlador rfPIC com antena monopolo. De acordo com [3], o estabelecimento da comunicação de forma confiável foi pouco eficaz, e um dos principais fatores para o insucesso do dispositivo é o fato do transmissor estar no interior do retículo do bovino. Outro fator complicador segundo os autores é o fato do bolus não ficar parado, mas movimentando-se no retículo, motivo pelo qual um sinal acústico de confiança raramente pode ser obtido. Segundo os autores, uma nova concepção do bolus, com o mesmo hardware mas com um formato diferente, tornando-o menor, seria uma solução ao problema. Outra opção apresentada é a utilização de um metrônomo acoplado ao microfone, em que o comportamento do hardware coincide com o comportamento das simulações do circuito.

A Figura 2.3 ilustra o hardware que incorpora a pílula bolus e os circuitos de detecção, em que estão indicados: módulos transmissor (A) e receptor (B) da Microchip; placa de circuito (C) que integra o controle, a aquisição de dados e os circuitos de filtragem; invólucro do bolus é mostrado em (D) e (E), onde o tampão (D) contém o microfone submersível, e o invólucro (E) é um corpo oco que protege o circuito de danos causados pela água.

Os autores relatam que a validação dos testes para a FC e temperatura foi obtida com êxito. Na prática, para o bom funcionamento do aparelho, é necessário estabelecer uma ligação *wireless* confiável, bem como haver um software de processamento capaz de diferenciar entre os batimentos cardíacos, o ruído da ruminação e do equipamento em movimento.

No trabalho [4] é apresentado o processo de desenvolvimento de um sistema composto por hardware e software capaz de monitorar animais utilizando uma Rede de Sensores Sem Fio

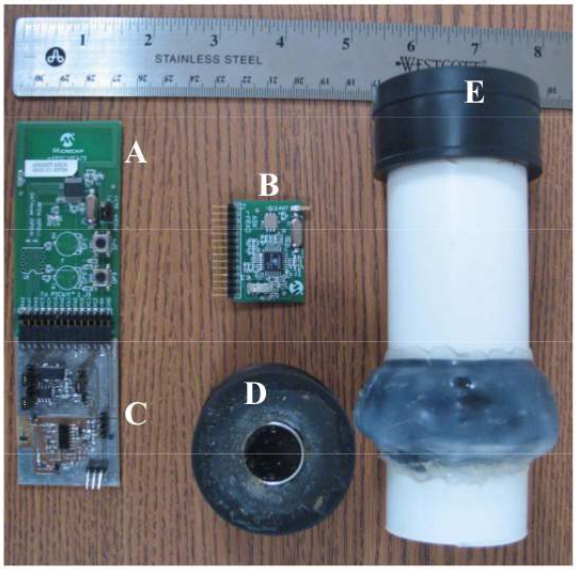


Figura 2.3: Hardware que incorpora a pílula bolus e os circuitos de detecção dos sinais fisiológicos [3].

(RSSF) baseada no protocolo ZigBee 802.15.4, utilizando módulos XBee. O trabalho propõe um sistema completo para localização e monitoramento de pequenos ruminantes, onde cada animal utiliza um colar com um nó sensor sem fio responsável por medir a temperatura ambiente, umidade relativa e FC do animal, bem como estimar a sua localização, por meio de métodos baseados no Indicador de Intensidade do Sinal Recebido (RSSI - *Received Signal Strength Indicator*). O objetivo do trabalho é servir como ferramenta facilitadora no estudo do efeito do microclima sobre bem-estar e produtividade, bem como nos hábitos de pastejo e comportamento dos animais. Adicionalmente, espera-se que a ferramenta possa auxiliar a análise e projeto de novos algoritmos para a localização por RSSI e detecção automática de alterações comportamentais e fisiológicas dos animais.

Os métodos de localização baseiam-se na intensidade do sinal recebido pelos transceptores. Assim, evita-se a necessidade de uso de módulos GPS. Os algoritmos de localização utilizados calculam a intensidade do sinal entre transceptores instalados nos animais e transceptores instalados em quatro torres fixas de referência (com coordenadas conhecidas) para estimar, usando o método da lateração [22], a localização de cada animal. A Figura 2.4 apresenta a descrição de um nó sensor.

A umidade relativa do ar é medida no entorno do animal. Para tanto, cada estação móvel utiliza um sensor Honeywell HIH-5031, que pode ser alimentado por uma tensão de 3,3V, e possui precisão de aproximadamente 3% UR (Umidade Relativa) e tempo de resposta típico de 5 segundos. O sensor Honeywell HIH-5031 fornece saída praticamente linear, com filtro hidrofóbico de fábrica, e é construído em multicamadas, o que o torna resistente à condensação, sujeira, óleos e substâncias químicas presentes no ambiente.

Para medir a temperatura do ar, utiliza-se um sensor de temperatura AD22103, fabricado pela Analog Devices. Este sensor é um circuito integrado monolítico que engloba um circuito de condicionamento de sinal. É capaz de medir temperaturas na faixa de 0 °C a 100 °C, fornece saída praticamente linear com resolução de $28mV/\,^{\circ}\mathrm{C}$ (quando alimentado com 3,3V) e possui erro máximo de $2,5\,^{\circ}\mathrm{C}$ (a média é de $0,5\,^{\circ}\mathrm{C}$).

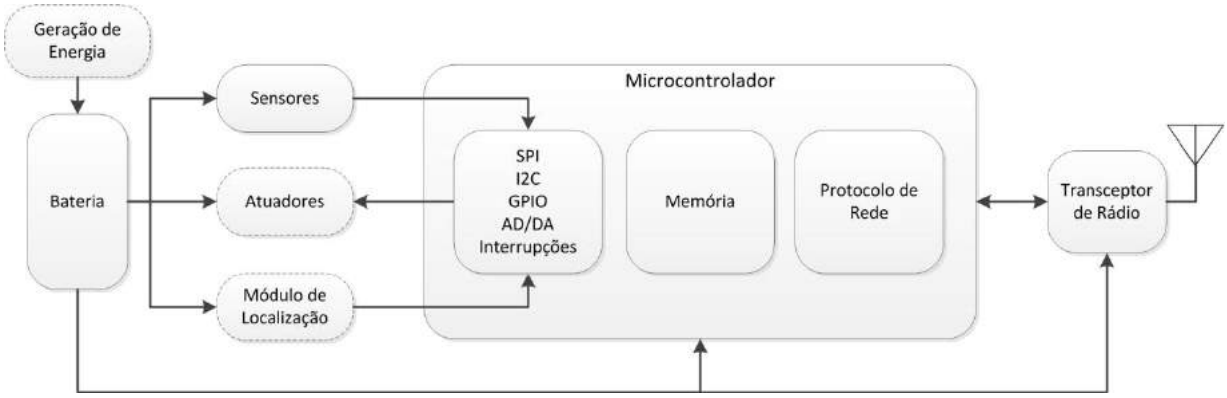


Figura 2.4: Descrição de alto nível de um nó sensor [4].

Para medir a FC dos animais, é utilizado um sensor da fabricante Polar®, composto por uma faixa transmissora modelo T34 não codificada e uma placa receptora RE07S. A faixa (ou cinta) transmissora envia os dados para a placa receptora que, por sua vez, fornece na saída pulsos com duração de 15ms a cada batimento cardíaco. Dessa forma, para determinar a FC, basta calcular o tempo médio entre os pulsos e converter esse valor para Batimentos por Minuto (BPM). A placa receptora pode ser alimentada por tensão de 3V a 5,5V.

O microcontrolador utilizado nas estações móveis é o modelo PIC 18LF4620, da Microchip. O microcontrolador é responsável por realizar duas tarefas: 1) cálculo da localização do nó móvel; 2) leitura dos sensores de temperatura do ar, umidade relativa e FC. O protótipo deste sistema pode ser visualizado na Figura 2.5. Nessa figura, os elementos que compõem o protótipo são: **a)** cinta colocada na circunferência abdominal e hardware (placa com o microcontrolador, sensores e bateria) fixado no pescoço do animal, **b)** hardware fixado na placa de circuito impresso, **c)** hardware alojado dentro de uma pequena caixa de plástico, **d)** suporte adaptado para armazenamento do protótipo.

No trabalho [23], os autores utilizam os equipamentos Polar Sport Tester® e Polar Equine RS800cx G3® para capturar a FC em equinos, com a finalidade de avaliar o estresse por exercício. O dispositivo RS800CX possui um adaptador USB que utiliza a conexão por infravermelho para transferir os dados gravados a partir de um receptor para PC. Para esse trabalho, foi essencial definir com precisão a posição ideal do equipamento.

2.2 Soluções tecnológicas para captura da frequência respiratória

No trabalho [5], em que avaliaram as variáveis fisiológicas em bovinos e suínos, fica evidente a relação entre taxa respiratória e temperatura corporal, embora a mensuração da taxa respiratória seja diferente entre bovinos e suínos. Utilizou-se um sensor para aplicações humanas (BIOPAC Systems Inc., 1997), que incorpora um transdutor *thin-film* (película fina) em uma montagem de borracha de silicone, para se adaptar a circunferência torácica ou abdominal.

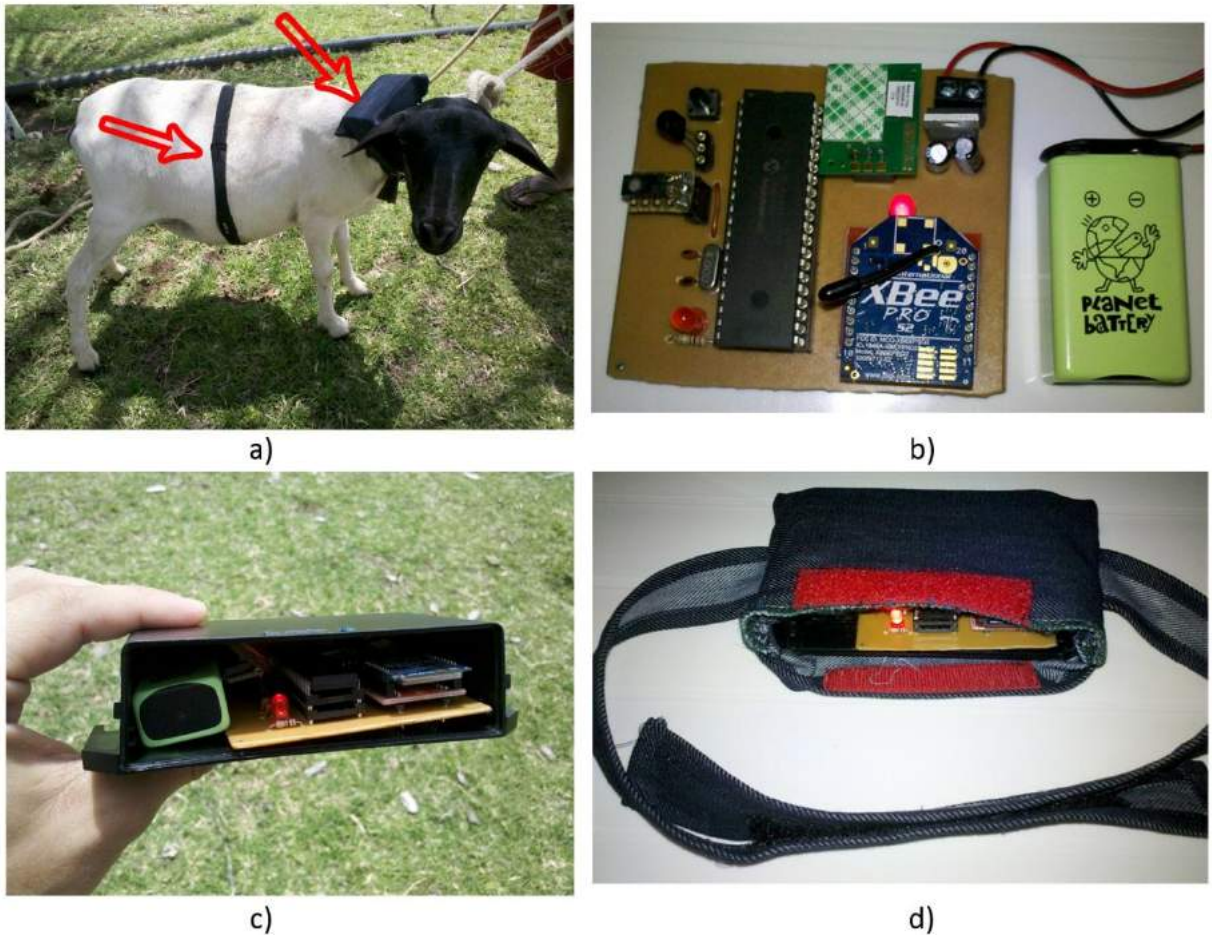


Figura 2.5: Visão geral do protótipo [4].

Um pequeno computador de mão com 8,1cm × 5,33cm × 1,27cm, conversor A/D 12 bits (entrada 0-5 V), 512K de EEPROM e modo ultra baixo de potência, foi utilizado para a coleta dos dados. Uma placa para servir de interface foi especificamente projetada para os *loggers*. Os autores relatam que o esforço respiratório aplicado ao transdutor pelos animais, alcançou o objetivo esperado, gerando mudanças na resistência em resposta à respiração, produzindo um sinal que após sofrer uma amplificação e compensação, foi utilizado como entrada para o TFX-11.

O software de registro era quase idêntico para ambos os animais, e a memória EEPROM do TFX-11 foi suficiente para 4 dias, com um conjunto mínimo de rajadas de dados adquiridos a cada 15 minutos. Os dados foram processados pelo programa Visual Basic^{TM}, que transforma os dados ASCII da respiração em formato gráfico para análise.

Os autores desenvolveram uma equação com base nos dados armazenados, para fazer a predição da FR em função das condições ambientais. Foram utilizados dados de um experimento de estudo de sombra, onde foram combinados com dados meteorológicos do local, temperatura ambiente e umidade relativa, junto com medidas da radiação solar e velocidade do vento, retornando limiares entre 25 °C e 30 °C. Esse estudo demonstrou que a temperatura abaixo de 25 °C é o fator determinante para a FR; acima disso, a velocidade do vento, a umidade relativa e a radiação solar também irão impactar no estado térmico do animal. Um monitor de segurança pecuária (*livestock safety monitor*) foi projetado e

construído contendo duas partes: (1) estação climática comercial (Vantage PRO - Figura 2.6) e; (2) microcomputador programado com a equação 2.1, desenvolvida para estimar a FR de bovinos, a partir dos dados de entrada do tempo.

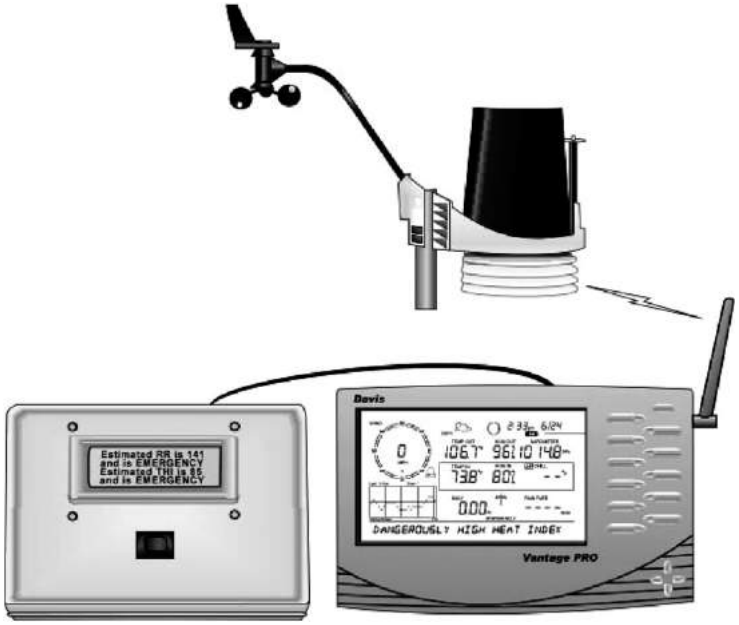


Figura 2.6: Monitor de segurança pecuária para fornecer informações sobre condições de estresse térmico [5].

$$RR = (5,4T_a + 0,58RH - 0,63WS + 0,024RAD - 110,9) \tag{2.1}$$

A equação 2.1 é baseada no trabalho [5], em que RR (*Respiration Rate*) é a FR, medida em respirações por minuto (RPM), T_a (*Environment Temperature*) é a temperatura ambiente (°C), RH (*Relative Humidity*) é a umidade relativa (%), WS (*Wind Speed*) é a velocidade do vento (m/s), e RAD (*Solar Radiation*) é a radiação solar (W/m^2).

Os animais foram identificados por radiofrequência (*Radio Frequency Identification - RFID*), com sistema que inclui quatro componentes básicos: (1) transmissor de baixa frequência; (2) módulo ID que recebe a energia do transmissor RF e liga essa energia ao sistema de armazenamento de curto prazo, que energiza o módulo para transmitir o código único ID (tag da orelha); (3) controlador/receptor que capta o sinal ID fraco e converte o código ID exclusivo para a transmissão ao sistema computacional; (4) antena para implementar a função de transmissão e recebimento do sistema ID embarcado (Figura 2.7).

O trabalho [6] apresenta o desenvolvimento de um monitor de respiração para uso em bovinos. O componente principal desse monitor é um transdutor de força que fornece um sinal elétrico como resposta ao esforço pulmonar. Esse transdutor funciona como um dispositivo de resistência variável que é ligado a um dispositivo de armazenamento de dados, composto por minicomputador ($8,1cm \times 5,33cm \times 1,27cm$) com conversor A/D de 12 bits e EEPROM de 512Kb (Figura 2.8), acoplado ao animal por meio de um cinto (Figura 2.9).

Para armazenar os valores adquiridos do sensor foi desenvolvido um programa (linguagem BASIC) sobre a plataforma do minicomputador TFX-11, responsável pela recepção dos

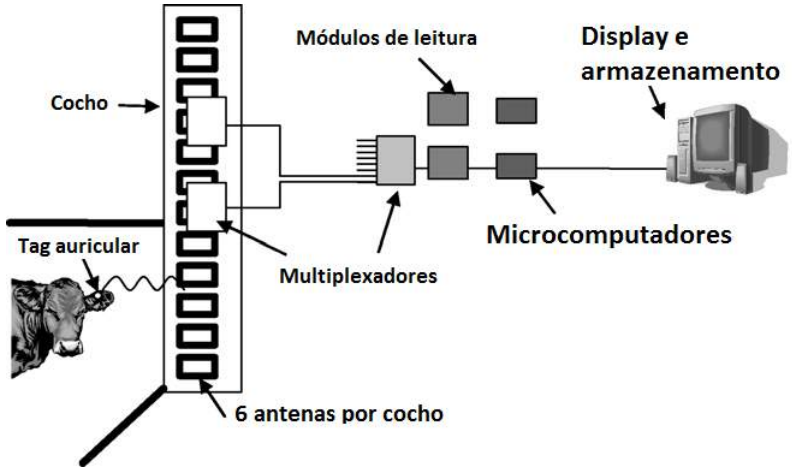


Figura 2.7: Sistema de identificação eletrônica para o monitoramento comportamental, composta por multiplexadores, antenas, módulos leitor, microcomputadores e computador principal. Adaptado de Eigenberg et al. [5].

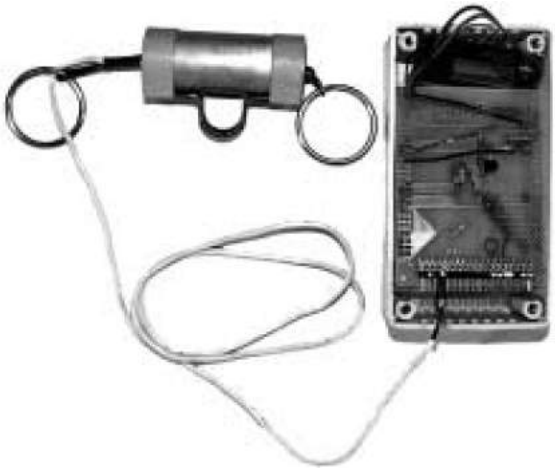


Figura 2.8: Circuito completo de monitoramento da FR [6].

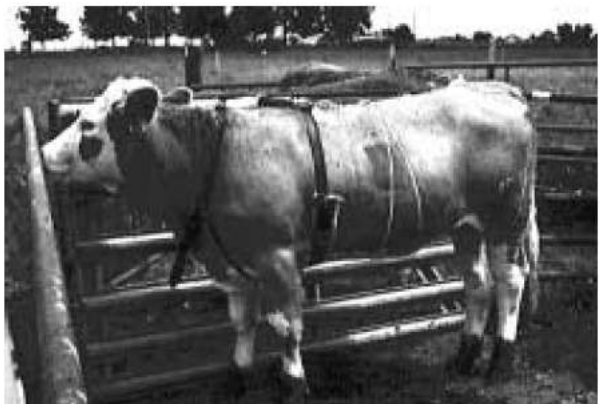


Figura 2.9: Circuito completo acoplado ao animal [6].

sinais do sensor em intervalos definidos pelo usuário. Os dados recebidos e manipulados pelo programa são armazenados em formato binário na memória EEPROM. A quantidade de memória EEPROM foi adequada para armazenamento de dados do sensor de FR durante 4 dias, com rajadas de 1 minuto em intervalos de 15 minutos.

Como resultados dos experimentos foram observados impactos da mudança de temperatura na taxa de respiração obtida pelos sensores. Como conclusão, os autores indicaram que o sistema, embora tenha respondido adequadamente para situações envolvendo a mudança de temperatura, deve ser melhorado em experimentos futuros.

2.3 Soluções tecnológicas para captura de diferentes variáveis fisiológicas

A oximetria de pulso é uma técnica utilizada na medicina humana para a mensuração da saturação de oxigênio no sangue. De acordo com [9], esta mesma técnica é aplicada em bovinos, com resultados satisfatórios, menos nos animais que apresentam doença respiratória. Desse modo, um estudo piloto foi conduzido para avaliar a capacidade de espectroscopia de infravermelho próximo, para diferenciar entre o gado saudável e aqueles com Doença Respiratória Bovina (DRB). Algumas novilhas foram selecionadas aleatoriamente para determinar os níveis de saturação de oxigênio nos tecidos (StO_2).

Nos experimentos foi utilizado uma sonda de 20 mm, em um total de 315 bovinos, onde destes 215 foram selecionados aleatoriamente para a determinação do percentual de StO_2, e 100 animais foram avaliados em um hospital utilizando a mesma técnica. Os animais foram divididos em três grupos: (1) animais que nunca foram identificados com doença DRB; (2) animais que requerem um tratamento para DRB pela segunda vez e; (3) animais que necessitam de um terceiro tratamento para DRB. Na Tabela 2.1, os subscritos ^{a} e ^{b} são utilizados para diferenciar entre os animais saudáveis dos não saudáveis. Não foram percebidas diferenças significativas entre os 3 grupos.

Item	Saudável	Doente		
	no recebimento	1 grupo	2 grupo	3 grupo
Número de bovinos	215	51	31	18
Média (StO_2%)	176.86 ± 5.50^a	110.42 ± 11.29^b	120.08 ± 14.48^b	132.83 ± 19.00^b
Variação (StO_2 %)	78 a 98	42 a 98	70 a 98	84 a 98

Tabela 2.1: Oxigênio no sangue em diferentes categorias de confinamento de gado, de acordo com o grupo a que pertencem [9].

A pesquisa apresentada no trabalho [20] aborda o projeto e a construção de um sistema de radiotelemetria, que permite a transmissão e a gravação simultânea de 24 sinais fisiológicos, relacionados com a respiração em animais não sedados, especificamente cordeiros.

Nos primeiros dias de vida é realizado uma cirurgia para implantar, em todos os cordeiros, cateteres (monitoramento de fluído ou pressões de ar) e eletrodos (para um monitoramento biopotencial). É incluso um termopar tipo J para o fluxo nasal, torácica e bandas elásticas abdominais para indutância respiratória pletismográfica, além de um oxímetro de pulso no

início da cauda. Durante as gravações de polissonografia, todos os cateteres, eletrodos e sondas estão conectados no sistema de radiotelemetria acoplado no cordeiro.

Os parâmetros fisiológicos inclusos no sistema de telemetria são eletrococleografia (ECoG), e eletrooculograma (EOG) para os estados de alerta, vias respiratórias superiores e eletromiografia (EMGs) dos músculos respiratórios, pressão respiratória, fluído nasal e movimentos torácicos/abdominais para detecção e caracterização de apneia, bem como dados cardiovasculares, como eletrocardiograma (ECG) e pressão sanguínea. Também é possível gravar os dados de saturação arterial da hemoglobina em O_2 usando um oxímetro de pulso SpO_2.

O sistema de telemetria é composto por três transmissores distintos: (1) um transmissor analógico 12-canais para EMG (x8), ECG, ECoG (x2), EOG e terra; (2) um transmissor digital 8-canais para movimentos abdominais e torácicos, fluxo nasal (x2) e pressões respiratória e arterial (x4); (3) um transmissor digital para SpO_2, taxa de pulso, intensidade do sinal e sinal pletismográfico. A antena de recepção (RG-59) é colocada a cerca de 2 metros do lugar onde são gravados os dados, onde o receptor fornece o sinal demodulado e o RSSI.. A mudança súbita no sinal RSSI indica o intervalo de sincronização enviado pelo transmissor.

Na validação *in vivo* da acurácia dos dados recebidos pelos três transmissores, sendo esses dados comparados com aqueles gravados por métodos convencionais, foi comprovado a corretude dos dados. A validação do oxímetro de pulso *wireless* foi feita de modo semelhante. Esse sistema *wireless* se mostrou tão confiável quanto o oxímetro de pulso padrão já utilizado no laboratório.

O trabalho [24] teve por objetivo avaliar o uso de diferentes tecnologias na criação de gado, em particular: (1) Heard Navigator^{TM}; (2) sistema monitor de parto e; (3) colares GPS. O objetivo da utilização do Heard Navigator foi na avaliação do rebanho em fazendas comerciais leiteiras, identificando a eficiência individual do estro (sensibilidade e valor predito positivo), e na avaliação dos potenciais benefícios econômicos da introdução dessa tecnologia, no desempenho reprodutivo dos animais. Esse sistema programa automaticamente a análise de amostras de progesterona no leite de vacas específicas selecionadas do rebanho. Segundo [24], do total de 156 vacas monitoradas com esse sistema, a sensibilidade e a predição positiva foram calculadas com 100% e 96% na detecção de estro.

O trabalho [21] objetiva avaliar a acurácia de tecnologias de oximetria de pulso, em grupos de bovinos saudáveis e grupos que apresentam doenças respiratórias. Nos experimentos realizados, 46 animais sadios (6 fêmeas e 40 machos) foram analisados, variando de 70 até 485 kg. Também foram analisados 149 animais que foram diagnosticados (em exames clínicos), com níveis moderados até severos de broncopneumonia.

Os sensores utilizados para obter os dados (em ambos os grupos de animais) foram anexados na cauda do animal (quarta ou quinta vértebra). Os diodos emissores de luz (LED - *Light Emitting Diode*) ficaram no lado dorsal e o detector de luz no lado ventral da cauda. A presença de pelo e pigmentação escura influenciaram na obtenção dos dados, de forma que a cauda sempre era depilada e as pontas de teste do aparelho anexadas em regiões não pigmentadas. Também foi usado um oxímetro portátil com ponta de teste anexada no septo nasal do animal. Foram observadas 10 medidas consecutivas de SpO_2 (saturação de oxigênio no sangue) para que uma boa qualidade do sinal fosse obtida. A FC retornada pelo oxímetro foi comparada com a frequência obtida por auscultação. Nas 06 fêmeas do grupo

de animais sadios, foi também anexado uma ponta de teste do oxímetro nos lábios da vulva, tendo obtido uma ótima qualidade de sinal nesse teste.

Nos animais que apresentavam doença respiratória, observou-se que o oxímetro subestimou saturações de oxigênio quando encontrou altos valores, e superestimou quando encontrou valores baixos. A precisão do aparelho reduziu a medida que os valores de saturação de oxigênio também reduziram. Embora, com a necessidade de cuidados especiais sobre as regiões onde as pontas de testes são anexadas, o estudo mostra que o oxímetro de pulso pode ser um método de baixo custo, não-invasivo, imediato, e com acurácia para avaliação de saturação de oxigênio em bovinos.

2.4 Discussão e análise dos trabalhos relacionados

Ao analisar o conjunto de trabalhos, com um maior enfoque em comportamento animal, por meio de tecnologias que monitoram variáveis fisiológicas, nota-se que existe uma preocupação comum na busca por métodos não-invasivos, uma vez que tais métodos propiciam resultados que expressam a situação real do animal.

O projeto apresentado no artigo [2] é definido pelos autores como uma infraestrutura de telemedicina veterinária baseada em sensores. Até a publicação do trabalho, o módulo sensor possuía oxímetro de pulso, sensores para mensurar a temperatura corporal e a FC, além do GPS. Sensores para mensuração da temperatura ambiente e umidade estavam sendo implementados. O trabalho [5] apresenta tecnologias baseadas em sensores para detectar temperatura corporal, FR, monitoramento da segurança do gado e identificação eletrônica. O trabalho apresentado em [20] demonstra um sistema de radiotelemetria que permite a transmissão e a gravação simultânea de 24 sinais fisiológicos relacionados com a respiração em animais não sedados, especificamente cordeiros. A proposta apresentada em [4] consiste em um sistema baseado em RSSF que captura sinais de temperatura ambiente, umidade relativa do ar, FC e localização geográfica de animais. O trabalho aplica o circuito projetado e desenvolvido em pequenos ruminantes.

O trabalho [3] demonstra tecnologias baseadas em sensores para a obtenção da FC e da temperatura, permitindo adquirir o ritmo cardíaco por meio de um fonocardiógrafo inserido dentro do bolus. O trabalho [23] possui enfoque similar abrangendo apenas a captura da FC em equinos, utilizando para isso o Polar Sport Tester® e o Polar Equine RS800CX G3®.

Os trabalhos [9] e [21] abordam sensores para mensurar a saturação de oxigênio no sangue em bovinos e FC usando as tecnologias de espectroscopia de infravermelho próximo e oximetria de pulso, respectivamente, determinando assim o comportamento respiratório dos animais. O trabalho [6] apresenta o desenvolvimento de um monitor de respiração para uso em bovinos. O componente principal desse monitor é um transdutor de força que fornece um sinal elétrico como resposta ao esforço pulmonar.

Os trabalhos [8], [19] e [7]obtêm a saturação do oxigênio (SpO_2) e a FC a partir da análise da forma de onda PPG, conseguindo também estimar de forma confiável a FR a partir da análise PPG de seres humanos, o que reduziria o hardware e outros pontos relacionados. Já o trabalho [25] propõe um algoritmo para o problema da extração de informações respiratórias

contidas no sinal PPG, onde os autores desse trabalho desenvolveram o algoritmo RR_{oxi} para esta finalidade.

No trabalho [24] é apresentado o Heard Navigator^{TM}, o sistema monitor de parto e o uso de colares GPS. O Heard Navigator foi utilizado para a identificação da eficiência individual do estro e na avaliação dos potenciais benefícios econômicos da introdução dessa tecnologia no desempenho reprodutivo dos animais. O sistema monitor de parto teve o papel de controle da natalidade e no alarme, caso a vaca entre em trabalho de parto. Já o uso do GPS possui ligação com o monitor de parto, onde é necessário que se saiba a exata localização do animal na hora do alarme de nascimento e, possui também uma função anti roubo.

Interessante observar que embora os objetivos sejam próximos, cada trabalho propõe um novo arcabouço tecnológico e utiliza, na maioria dos casos, tecnologias proprietárias fornecidas por fabricantes dessas tecnologias.

Mesmo diante dos reconhecidos ganhos atrativos que as tecnologias da informação (hardware e software) e comunicação podem gerar para a área de pecuária de precisão [10], as propostas existentes na literatura da área com enfoque em tecnologias para análise do comportamento animal em bovinos, são, na grande maioria, específicas (ad hoc) e sempre baseadas em tecnologias proprietárias. Não há muito enfoque apresentado em ferramentas de software e, em particular, na adoção de tecnologias livres e abertas. Poucos trabalhos apresentam utilizações dos dados coletados além do objetivo direto da identificação do comportamento animal, e nenhum trabalho apresentado aborda a questão da luminosidade do ambiente [26]. Isso é interessante pois há trabalhos como [1, 27] que apontam para a necessidade de utilizar tais tecnologias para aprimorar outros processos como dosagem alimentar, produção da carne e do couro. A Tabela 2.2 resume as principais características dos trabalhos relacionados.

Trabalhos	**Frequência cardíaca**	**Frequência respiratória**	**Temperatura corporal**	**Luminosidade**	**Outros**
[19] [7] [8]	X	X			X
[5]		X	X		X
[21] [4]	X				X
[23]	X				
[24] [20] [9]					X
[25] [6]		X			
[3]	X		X		
[2]	X		X		X

Tabela 2.2: Principais características dos trabalhos apresentados.

2.5 Considerações finais

Este capítulo apresentou uma revisão geral sobre as tecnologias propostas na literatura para a aquisição de sinais fisiológicos em bovinos. Conforme apresentado na Tabela 2.2, pode-se observar uma gama de abordagens exploratórias voltadas para a aquisição das frequências cardíaca e respiratória. Entretanto, há ainda um vasto campo de estudos e pesquisas a fim

de obter soluções factíveis de implementação com os animais a pasto, sob condições reais de utilização.

O Capítulo 3 apresenta os conceitos e teorias envolvidas na aquisição de sinais fisiológicos a partir da técnica de fotopletismografia, técnica adotada neste projeto para extrair sinais cardíacos e respiratórios em bovinos.

Capítulo 3

Fotopletismografia: conceitos e aplicações

Conforme apresentado no Capítulo 1, a proposta deste trabalho em nível de mestrado, consiste no desenvolvimento de um sistema de hardware e software para aquisição de variáveis fisiológicas em bovinos. A obtenção das variáveis de FC e FR são de interesse especial em virtude da ausência de dispositivos/equipamentos comerciais para aquisição com acurácia e que sejam facilmente adaptáveis ao animal. Assim, adotou-se a utilização da técnica PPG, por meio de um sensor oxímetro para aquisição desses sinais.

Este capítulo aborda os conceitos envolvidos com a técnica de fotopletismografia para aquisição de sinais de FC e FR. Além dos principais fundamentos e conceitos, o capítulo também apresenta aplicações dessa técnica para obtenção desses sinais em pacientes humanos.

3.1 Conceitos e fundamentos

Fotopletismografia é uma técnica óptica que explora o comprimento de onda dependente da variação do coeficiente de absorção de luz para diferentes tecidos [7]. Utiliza-se nesta técnica um sensor oxímetro, fazendo uso de fontes de luz (diodos) em dois comprimentos de onda: vermelho (660 nm) e infravermelho próximo (940 nm). A técnica permite extrair valores de alguns parâmetros fisiológicos, como a variabilidade do tempo entre batimentos cardíacos, a saturação de oxigênio do sangue (SpO_2) e, após processamento desses parâmetros, a frequência cardíaca e respiratória.

O aumento no volume de sangue dentro do tecido resulta em aumento do caminho óptico, causando assim uma diminuição da intensidade de luz transmitida. A maioria dos fabricantes que medem esses sinais invertem a forma de onda resultante de tal modo que, uma redução da transmissão de luz é ilustrado como um desvio positivo. Além disso, o pós-processamento da amplitude da forma de onda resulta em uma saída qualitativa, de modo que a forma de onda é específica e comparações não podem ser feitas em indivíduos diferentes.

A forma de onda PPG representa a distensão venosa pulsátil a partir da artéria venosa cutânea anastomose[1] [28] [29]. Em primeiro momento, o componente pulsátil da forma de onda é morfologicamente semelhante à pressão sanguínea arterial, revelando uma similaridade inerente entre a pressão arterial e a perfusão do tecido. Em geral, o aumento no diâmetro dos vasos dentro da região monitorada resulta em uma redução na luz transmitida e um desvio positivo correspondente da forma de onda (invertida) PPG. Assim, os vasos dilatados ou facilmente distensíveis, como veias, dão origens (relativamente) a maiores amplitudes PPG do que os vasos de menor diâmetro. É importante observar que, embora o aumento da amplitude PPG possa representar um aumento da perfusão do tecido, isso não é necessariamente um sinônimo de uma pressão arterial elevada, mas pode aumentar concorrentemente a pressão sanguínea sistólica [30].

A técnica PPG é baseada na lei de Beer-Lambert [7], que indica que a intensidade da luz diminui exponencialmente quando viaja em um meio absorvente e a absorção é dependente do comprimento de onda [8]. A hemoglobina oxigenada absorve preferencialmente a luz infravermelha e transmite luz vermelha, já a hemoglobina desoxigenada comporta-se de forma oposta [19]. Além da composição do sangue, a absorção e transmissão da luz depende do caminho óptico percorrido, a densidade óptica do tecido e do volume de sangue presente no tecido [31]. De acordo com [19], se a luz incidente monocromática de intensidade I_o entra no meio, uma parte desta luz é transmitida através do meio, enquanto outra parte é absorvida. A intensidade I da luz que se desloca através do meio diminui exponencialmente com a distância, podendo ser expressa por meio da equação 3.1.

$$I = I_o e^{-\epsilon(\lambda)cd} \tag{3.1}$$

Onde $\epsilon(\lambda)$ é o coeficiente de extinção ou absortivo do material absorvente junto a um comprimento de onda específico, c é a concentração da substância absorvente que é constante no meio, e d é o comprimento do percurso óptico através do meio.

Existem dois modos de obter o sinal PPG a partir de um sensor oxímetro: por transmissão e por reflectância. O modo de transmissão PPG usa uma fonte de luz situada ao lado de um receptor fotodetector (Figura 3.1 **(a)**). Já o modo de reflectância PPG utiliza um fotodetector adjacente à fonte de luz emissora (Figura 3.1 **(b)**) [7].

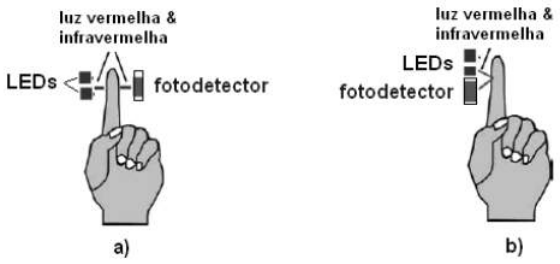


Figura 3.1: Métodos de obtenção do sinal fotopletismográfico: a) transmissão, b) reflectância.

No modo de transmissão fotopletismográfico, o fotodetector detecta a última luz transmitida por meio dos tecidos. A exigência dos sensores serem opostos limita os potenciais

[1] A maior parte do sangue arterial passa por meio de uma densa rede capilar antes de entrar no sistema venoso.

lugares para as extremidades distais, como a ponta do dedo, dedo do pé ou lóbulo da orelha. O modo de reflectância utiliza um fotodetector adjacente à fonte de luz emissora, não sendo assim tão restrita aos locais que pode ser aplicado. Apesar dessas diferenças, as formas de onda PPG são similares, porque em cada caso a luz chega ao detector após dispersar-se por múltiplas células vermelhas do sangue [32] [33].

O modo de reflectância PPG possui vantagens teóricas sobre o modo de transmissão PPG para a estimativa da FR, por potencialmente evitar a compressão venosa externa. A escolha da posição anatômica também é importante. Em [34] foi investigado em qual posição era mais adequado adquirir os sinais respiratórios a partir da forma de onda PPG. Os resultados indicaram que as variações da forma de onda PPG adquiridos a partir da orelha foram dezoito vezes maior em magnitude do que a partir do dedo de um paciente, estando esse respirando espontaneamente. Nos experimentos realizados em [7], é apontado que nenhum local é superior para a aquisição precisa de estimativas de todos os sinais vitais desejados, pois o melhor local para detectar a FC (o dedo) foi o pior local para detectar a FR. Contudo, a reflectância PPG a partir do antebraço resultou em uma estimativa significativamente mais precisa da FR, do que os outros locais incluídos no estudo. Quanto maior a proximidade com o peito, mais provável é obter um sinal que demonstra a variação da intensidade respiratória.

A escolha pela técnica PPG para obtenção das frequências cardíaca e respiratória, ao invés de outras técnicas como ECG, deve-se à extração mais segura dos dados respiratórios, pois a forma de onda PPG proporciona melhores estimativas do que as estimativas derivadas do ECG por meio de análises de arritmia sinusal respiratória (RSA - *Respiratory Sinus Arrhythmia*). As variações da forma de onda PPG são, em sua maior parte, influenciadas pelo mecanismo de respiração e não dependem exclusivamente de um sistema nervoso autônomo intacto. Essa dissociação de uma estimativa RSA dependente da FR é importante porque RSA diminui em idosos, pacientes em estado crítico, e aqueles com doenças que causam neuropatia autônoma [7]. No contexto deste trabalho, entende-se que tal limitação também pode ocorrer em bovinos. Outra justificativa para adoção de PPG ao invés de ECG, deve-se à simplicidade de aplicação do PPG, pois utiliza apenas um único sensor de contato, ao contrário de ECG que necessita de vários sensores. Por fim, a principal motivação para a adoção do PPG se deve ao fato do sistema circulatório do bovino apresentar similaridades [35], em suas estruturas e funções, ao do ser humano.

3.2 Derivação da frequência cardíaca a partir do sinal PPG

O sinal do pulso cardíaco oriundo do coração é uma flutuação análoga na tensão, e possui uma forma de onda previsível como ilustrado na Figura 3.2 [36]. O objetivo do algoritmo para extração da FC é encontrar os momentos sucessivos de batimentos cardíacos instantâneos e mensurar o tempo entre esses batimentos (IBI - *Inter Beat Interval*). Segundo [37], quando o coração bombeia o sangue por meio do corpo há formação de uma onda de pulso que viaja ao longo de todas as artérias até as extremidades do tecido capilar, onde o sensor deve ser anexado. O sangue viaja pelo corpo de maneira muito mais lenta que essas ondas de pulso. Observando-se a Figura 3.2, nota-se que a medida que a onda progride a partir do ponto “T”, tem-se um pico “P”no sinal, o sinal desce abaixo do ponto “T”e sobe novamente até o ponto

"D"[2], em seguida, o sinal volta para o ponto de base. Um ponto "D" na forma de onda pode ser mais acentuado do que outros, mas no geral o sinal se estabiliza ao ruído de fundo antes das próximas rajadas de ondas de pulso. Estando a onda se repetindo e de forma previsível, é possível escolher uma característica reconhecível em um ponto de referência, como o pico, a amplitude, o período, e mensurar a FC, fazendo cálculos em relação ao tempo entre cada pico (IBI). Com IBI acumulado ao longo de um intervalo de tempo (por exemplo, 1 minuto), o algoritmo divide esse valor acumulado pelo intervalo de referência para obter a quantidade de BPM.

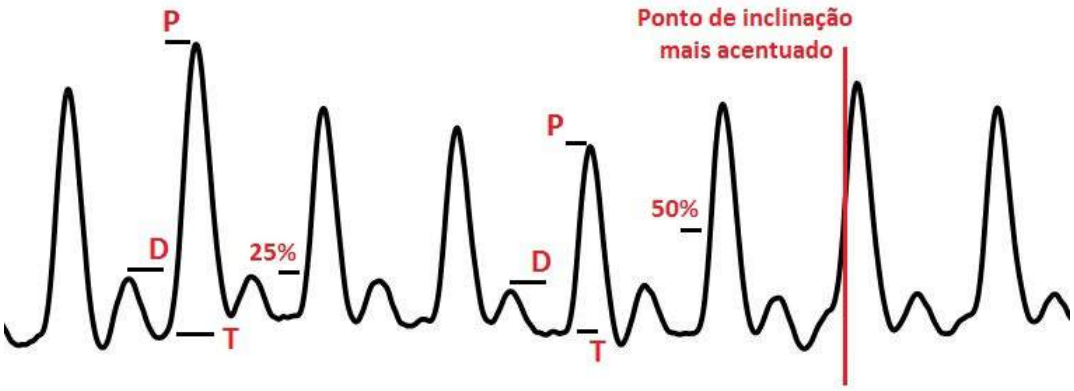


Figura 3.2: Forma de onda PPG. representação do pico (P), do ponto inicial (T) e do *dicrotic notch* (D).

Para alguns pesquisadores [37], o momento instantâneo do batimento cardíaco é quando o sinal chega a 25% de amplitude, para outros essa taxa deve estar em 50%, e há alguns estudiosos que defendem que esse momento está relacionado com a inclinação mais acentuada durante a ascensão positiva da onda (para cima). A implementação do algoritmo de FC, apresentado neste trabalho de mestrado mas desenvolvido por [38], será baseado na definição de Martin [36], que tomou como base 50% da amplitude da onda de pulso para cálculo do batimento cardíaco.

3.3 Derivação da frequência respiratória a partir do sinal PPG

A oximetria de pulso baseia-se na hipótese de que o sinal PPG em ambos os comprimentos de onda, vermelho e infravermelho, consiste em apenas dois componentes: um componente base (d.c.) e outro componente pulsátil (a.c.) na frequência cardíaca. Esse componente pulsátil síncrono cardíaco depende exclusivamente do influxo do sangue arterial para dentro das regiões monitoradas. Por isso, a saturação de oxigênio arterial periférico (SpO_2), a proporção de hemoglobina oxigenada para o total de hemoglobina no sangue arterial, é

[2]Chamado de *dicrotic notch* que corresponde ao decréscimo da pressão arterial e coincide com o momento em que a válvula aórtica fecha.

derivada a partir da proporção das amplitudes do componente pulsátil em dois comprimentos de onda, geralmente por meio de uma tabela *look-up*[3] [7].

A partir da Figura 3.3 fica evidente que a amplitude da forma de onda PPG em cada comprimento de onda também varia em sincronia com o ciclo respiratório. Esse fenômeno pode ser descrito como a modulação de amplitude da forma de onda pulsátil síncrona cardíaca ou a variação induzida da intensidade respiratória (RIIV - *Respiratory-Induced Intensity Variations*) na linha de base. A descrição adotada depende da escolha de uma frequência de corte dos filtros dos sinais utilizados para separar a linha de base e os componentes pulsáteis. Um filtro passa-baixa extrai o componente da linha de base (frequências abaixo da frequência de corte) e um filtro passa-alta extrai o componente pulsátil. Se a frequência de corte escolhida é 0,5Hz, como acontece com a maioria dos oxímetros, o componente da linha de base incluirá o RIIV para todos os valores da FR. Se, ao contrário a frequência de corte escolhida é 0,1Hz, a variação respiratória induzida aparece como uma modulação de amplitude do componente pulsátil, para frequências respiratórias acima de seis respirações por minuto. Essa distinção se torna ainda mais complicada porque a maioria dos fabricantes dos sensores incluem alguma forma de controle de ganho automático (AGC - *Automatic Gain Control*), ou *auto-centring* [34], para garantir que a amplitude do componente pulsátil é minimamente afetada por variações anatômicas, como a largura do dedo. O circuito AGC é conduzido por monitoração das variações na amplitude do componente de base.

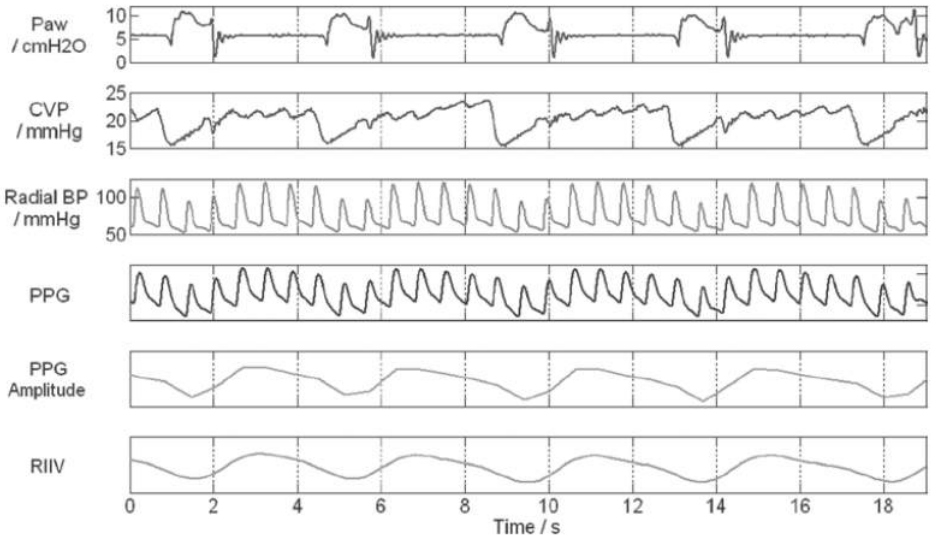


Figura 3.3: Relação temporal entre *Central Venous Pressure* (CVP), *Blood Pressure* (BP) e PPG [7].

Na forma de onda PPG da Figura 3.4, o paciente estava respirando espontaneamente (fornecendo 5 cmH_2O de pressão expiratória e 10 cmH_2O de pressão inspiratória). O sinal proveniente da pressão venosa central (CVP) foi mensurado com um cateter venoso (jugular) central, o sinal PPG foi observado usando um sensor oxímetro no dedo indicador no modo-transmissão, e a pressão arterial (BP) foi medida continuamente com uma linha arterial radial e um transdutor. A amplitude da forma de onda PPG é derivada seguindo os picos e

[3]A dispersão múltipla pelas células vermelhas do sangue impede a lei de Beer-Lambert, a qual é válida para ser utilizada em meios puramente absortivos para se obter SpO_2.

reamostradas em séries de tempo interpoladas linearmente de 5Hz. A forma de onda RIIV é uma versão filtrada passa-baixa da amplitude PPG.

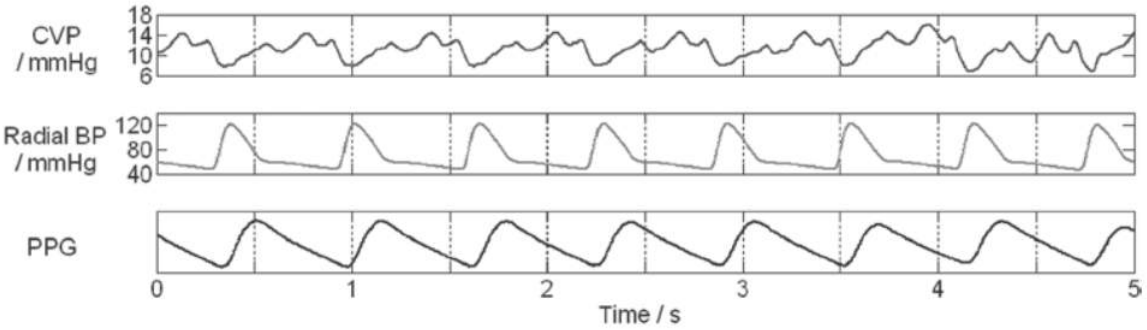


Figura 3.4: Variação nos componentes da forma de onda PPG com a respiração [7].

Nesse experimento foi considerada uma frequência de corte de 0,5Hz, consequentemente descrevendo alterações respiratórias induzidas pela transmissão (ou reflexão) de luz como variações da linha de base (RIIV). Existem algumas possibilidades quanto à origem das mudanças de amplitude síncronas respiratórias. Uma primeira possibilidade é devida aos resultados da inspiração em uma diminuição momentânea do volume sistólico e, portanto, uma redução correspondente na saída cardíaca, que por sua vez tem um efeito sobre o componente pulsátil da forma de onda PPG. Outra possibilidade são as mudanças no volume sanguíneo nos tecidos durante o ciclo respiratório devido às mudanças transmitidas na pressão torácica. Outros fatores como a vasoconstrição, inspirações profundas [39], e outros citados em [40], [41], [42] e [43] também estão relacionados.

O mecanismo de respiração, em particular a inspiração, pode conduzir a uma redução do volume de sangue no tecido por meio de dois mecanismos distintos. O primeiro é a redução na saída cardíaca provocando uma redução no fluxo sanguíneo arterial e, portanto, a perfusão do tecido. O segundo é uma redução da pressão intratorácica transmitida por meio do sistema nervoso, que drena o sangue do leito vascular no interior do tecido. Os autores [7] mencionam que a RIIV está intimamente relacionada com a redução da pressão arterial, em vez de uma transmissão inversa da pressão venosa reduzida.

3.4 Aplicações da técnica de fotopletismografia para aquisição da frequências cardíaca e respiratória

O objetivo da pesquisa dos autores [8] é o desenvolvimento de um oxímetro de pulso de baixo custo que funcione em celulares e pode ser utilizado como uma ferramenta de triagem multifuncional para melhorar o diagnóstico e o tratamento de crianças com pneumonia grave. O trabalho propõe o *Phone Oximeter*, um oxímetro de pulso que se conecta a um telefone inteligente. O oxímetro de pulso foi projetado especificamente para o monitoramento contínuo e não para aplicações *spot-check* (exame local) e somente forneceu mensurações experimentais da FR.

Para que o algoritmo funcione e assim possa estimar automaticamente os parâmetros da FR, dois componentes periódicos precisam ser extraídos a partir do sinal PPG: (1)

pulsações regulares do batimento cardíaco por um pico de volume máximo para a extração da RSA e variação de amplitude respiratória induzida (RIAV - *Respiratory Induced Amplitude Variation*); (2) um padrão de frequência inferior pertencente a RIIV caracterizado por uma variação sinusoidal da linha de base do sinal [8]. Para extrair esses dois componentes, os autores utilizam o processo de formação de onda com um algoritmo de segmentação que divide o sinal PPG em pulsos. A estimativa de FR é obtida por fusão da variação da FR induzida (RIFV - *Respiratory Induced Frequency Variation*), RIIV e RIAV, conforme ilustrado na Figura 3.5. A qualidade dessa estimativa é avaliada por comparação dos três componentes, tendo a presença dos artefatos em consideração. Se a qualidade avaliada é baixa, a estimativa de FR não é fornecida.

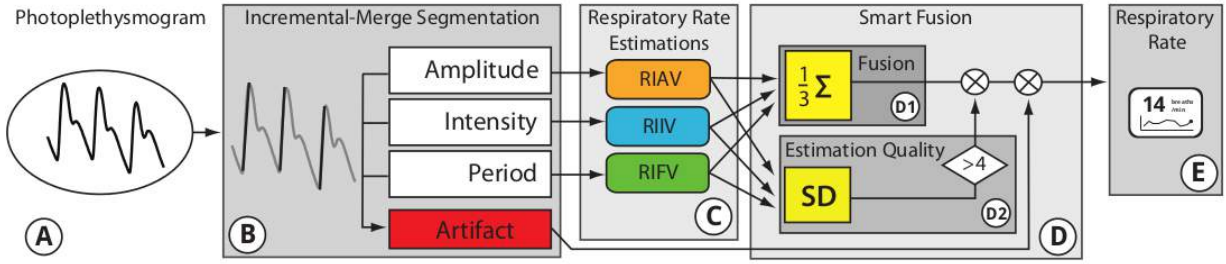


Figura 3.5: Algoritmo de fusão inteligente para estimativa da FR [8].

Na Figura 3.5, o sinal PPG (A) é processado com o algoritmo de *Incremental-Merge Segmentation* (B). A amplitude, intensidade e características dos períodos de segmentação de pulso são utilizados para a detecção e o cálculo da estimativa da FR (C) a partir da variação da RIFV, RIAV e RIIV. Durante o processo de *Smart Fusion* (D), RIFV, RIAV e RIIV são combinados por meio do cálculo da média (D1), e apenas estimativas confiáveis são selecionadas. Estimativas contendo artefatos ou baixa qualidade (D2; desvio padrão (SD) $>$ 4) são eliminados e somente frequências respiratórias robustas (E) são exibidas.

Os trabalhos com enfoque na extração da FR a partir da onda PPG procuram analisar as variações da intensidade respiratória induzida (RIIV). Para tanto, faz-se necessário adotar um filtro de passagem de banda, mas esse filtro deve ser adaptativo por natureza para permitir a banda de todas as possíveis frequências correspondentes às taxas respiratórias. Um filtro passa-banda do tipo *Finite Impulse Response* (FIR) adaptativo, projetado em um método de escolha de frequência com as especificações da passagem de banda adequadas, tem eficientemente separado sinais relacionados às frequências cardíaca e respiratória [44]. Um algoritmo de modelagem *Accuracy Rate* (AR) bivariante demonstrou alta coerência entre sinais PPG e respiração. Outros trabalhos nessa direção incluem um tempo de estimação espectral de frequência [45], modelo AR de variação de tempo [46], entre outros. Em todos esses métodos, um requisito é o conhecimento prévio da faixa ou intervalo da taxa respiratória.

Para aperfeiçoar as limitações dos métodos atualmente disponíveis para extrair a informação respiratória a partir dos sinais PPG foi desenvolvido pelos autores [19] um método baseado na análise de componentes principais (PCA - *Principal Component Analysis*), que é capaz de extrair o sinal respiratório com precisão e de forma contínua. Além do PCA, os autores também adotaram a técnica de decomposição de modo empírico (EMD - *Empirical Mode Decomposition*) para extração de ruídos do sinal PPG. EMD pode ser usado tanto em casos não lineares e não estacionários e é auto-adaptável para decompor o sinal em várias

funções de modo intrínseco (IMF - *Intrinsic Mode Function*) de menor escala temporal para uma maior escala temporal. Com isso, pode-se eliminar o ruído dos dados por meio do processamento de IMFs e então obter o sinal recuperado. Os autores propuseram um método de eliminação de ruído (*denoise*) baseado em EMD, usando diferentes métodos *denoising* tradicionais para processar as IMFs decompostas a partir do sinal de ruído correspondente.

Nesse trabalho, os autores [19] apresentaram um novo algoritmo baseado em PCA aplicado para a extração de sinais respiratórios, a partir de sinais PPG. As variações da intensidade respiratória induzida a partir dos sinais PPG são descritas por coeficientes dos componentes principais computados. O sinal respiratório derivado foi comparado com sinais respiratórios registrados disponíveis em um banco de dados e mostraram forte correlação.

Segundo [25] monitorar continuamente a FR, a partir do sinal PPG, requer: (1) o reconhecimento das manifestações multifacetadas dos componentes de modulação respiratória dentro do PPG e as complexas interações entre eles; (2) a implementação de técnicas apropriadas de processamento de sinal avançadas para tirar o máximo proveito dessa informação e; (3) a infraestrutura de pós-processamento para entregar uma FR relatada clinicamente útil para o usuário final. Nesse trabalho, sinais PPG foram coletados a partir do dedo de 139 voluntários adultos saudáveis, monitorados durante a respiração livre por um período de 8 minutos. Esses sinais foram posteriormente processados usando um algoritmo baseado na transformada contínua *wavelet* (CWT - *Continuous Wavelet Transform*) para colocá-los como entrada em uma infraestrutura que incorpora os processos de média ponderada e a tomada de decisões lógicas. As taxas respiratórias do oxímetro (RR_{oxi}) computadas foram então comparadas com a taxa de referência CO_2 expirado (RR_{ETCO_2}). O algoritmo definido em [25] utiliza técnicas de processamento de sinal avançadas baseadas em métodos CWT. A cada 5 segundos, a FR foi derivada a partir de um segmento PPG infravermelho de 45 segundos[4]. Essas taxas passam por etapas de processamento (lógica adicional), a fim de calcular médias ponderadas, desvios-padrão, antes de exibir uma taxa final apresentada ao usuário. As médias ponderadas são baseadas em um número de métricas calculadas durante as fases de pré-processamento e análise. Em geral, o aumento de ruído para o mensuramento de um dado resulta em um peso relativamente menor na média ponderada. Os pesos na média ponderada refletem a qualidade dos dados sobre os quais a medição foi realizada e são derivados tanto a partir do sinal quanto da transformação do sinal.

Os dados foram obtidos por meio de um módulo padrão *Nell-1 oximeter OEM* com uma sonda *Nellcor Max-A* descartável anexada no dedo indicador da mão direita. O algoritmo RR_{oxi} funciona a partir de uma taxa de amostragem do dispositivo nativo de 75,7Hz da placa. A placa possui um filtro passa-baixa de 5,5Hz com *full DC* retida para fins de oximetria. Um dispositivo *Datex-Ohmeda CardioCap/S5* foi utilizado para gravar um sinal CO_2 *end-tidal* a partir do paciente utilizando uma cânula nasal. Uma vez que os indivíduos estivessem confortáveis com o equipamento, o sinal PPG era adquirido ao longo de um período aproximado de 8 minutos, estando os indivíduos relaxados e respirando naturalmente. A variação RR_{ETCO_2} ficou compreendida entre o menor valor registrado de 2,97 respirações por minuto e o maior valor registrado de 28,02 respirações por minuto. A taxa média foi de 14,49 respirações por minuto, com um desvio padrão de 4,36. Encontrou-se uma excelente

[4]Comprimento do segmento ótimo encontrado por meio de uma análise paramétrica de uma ampla variedade de dados de situações clínicas

concordância entre RR_{oxi} e RR_{ETCO_2}, com uma diferença média de -0,23 e um desvio padrão de 1,14.

No trabalho desenvolvido por Martin [36], há a proposição de um algoritmo (Algoritmo 1) para aquisição da FR a partir do sinal PPG, seguindo os conceitos apresentados na Seção 3.4. O sinal PPG é registrado utilizando um amplificador Biopac PPG100C com um transdutor TSD200, a uma frequência de amostragem de 250Hz.

Algoritmo 1: Algoritmo para derivação da FR [36]

Input: sinal PPG: *sinal*
Output: Frequência respiratória: FR
1 $sinal_pre_processado \leftarrow$**Function** $Pre_Processamento_PPG(sinal)$
2 $sinal_derivado \leftarrow$ **Function** $Sinal_Respiratorio_Derivado(sinal_preprocessado)$
3 $pontos_max_min \leftarrow$ **Function** $Pontos_Maximos_Minimos(sinal_derivado)$
4 $mapeamento \leftarrow$ **Function** $Mapas_Temp_Freq(pontos_max_min, sinal_derivado)$
5 $Se \leftarrow (TP/(TP + FN)) * 100\%$
6 $+P \leftarrow (TP/(TP + FP)) * 100\%$

O parâmetro de entrada *sinal* do Algoritmo 1 é a forma digitalizada da onda PPG obtida a partir do sensor oxímetro. Na linha 1 realiza-se o pré-processamento do sinal para eliminar as interferências. A função $Pre_Processamento_PPG()$ localiza a posição e a duração dos artefatos e ruídos presentes nos sinais e deve eliminá-los. Na linha 2 é chamada uma função $Sinal_Respiratorio_Derivado()$ responsável pela obtenção do sinal respiratório derivado do filtro direto sobre o sinal PPG após o pré-processamento. O filtro é realizado na faixa de frequências onde se sabe que o sinal PPG leva informações respiratórias. Assim, projeta-se um filtro passa-banda com uma faixa de passagem entre 0,1 Hz e 0,4 Hz. Também é necessário detectar os pontos máximos e mínimos do sinal derivado para se ter a avaliação do número de respirações detectadas e a FR instantânea. Essas informações são obtidas na função $Pontos_Maximos_Minimos()$ da linha 3 baseando-se nos trabalhos [47, 48].

Um problema que pode acontecer entre a detecção dos pontos e o sinal derivado é a existência de respirações separadas a uma distância temporal muito menor que o período respiratório mínimo do indivíduo. Para tratar isso, o autor [36] utiliza mapas de tempo-frequência com a função $Mapas_Temp_Freq()$ (linha 4) onde a FR do indivíduo é analisada para se obter uma estimação da taxa respiratória mínima e decidir um limiar que permita eliminar os máximos e mínimos separados a uma distância temporal menor que esse período respiratório. Uma vez localizados os máximos e mínimos, esses pontos são comparados com os máximos do sinal respiratório de referência do indivíduo, utilizando uma janela de tempo com margem de detecção para essa respiração, avaliando-se os pontos da seguinte forma: 1) Um TP (Verdadeiro Positivo) é um evento que se detecta no sinal derivado e que coincide com um evento do sinal de referência; 2) Um FP (Falso Positivo) é um evento que se detecta no sinal derivado e que não corresponde com um evento do sinal de referência; 3) Um FN (Falso Negativo) é um evento que não é detectado no sinal derivado mas que existe no sinal de referência. Para avaliar os benefícios dos métodos de obtenção do sinal derivado, os resultados são registrados em condições de **Sensibilidade** (Se) e **Previsibilidade** ($+P$), assegurando assim que os valores altos de sensibilidade a custa de taxas altas de FP possam ser identificados claramente. Na linha 5, Se é a fração de eventos reais (respirações) que

são corretamente detectadas. Na linha 6, $+P$ é a Previsibilidade Positiva ou Valor Positivo Previsível (VPP) que representa a fração de detecções que são eventos reais (respirações).

Outros trabalhos como [49–51] apresentam três formas de obtenção da FR:

1. Variabilidade da Largura de Pulso (PWV - *Pulse Width Variability*);
2. Variabilidade da Amplitude de Pulso (PAV - *Pulse Amplitude Variability*);
3. Variabilidade do Ritmo de Pulso (PRV - *Pulse Rate Variability*);

Nesses trabalhos foram realizados experimentos utilizando 17 voluntários, 11 homens e 6 mulheres, com idade média de 28,5 anos. O sinal PPG foi registrado no dedo indicador, utilizando um amplificador Biopac PPG100C com um transdutor TSD200, a uma frequência de amostragem de 250Hz. No pré-processamento foi aplicado um filtro passa-baixa de tipo FIR de ordem 50, com uma frequência de corte de 35Hz, além de um detector de artefatos baseado nos parâmetros Hjorth. O estágio seguinte foi a detecção de alguns pontos de interesse, aplicando-os em equações específicas de cada método: PWV, PAV e PRV. Os pontos de interesse são:

- N_{A_i}: pico ou ápice (*apex*) da onda de pulso i do conjunto de amostrar do sinal PPG;
- N_{B_i}: ponto mínimo precedente ou ponto basal (*bassal*) da onda de pulso i do sinal PPG;
- N_{O_i}: início (*onset*) da onda de pulso i do sinal PPG;
- N_{E_i}: final (*endset*) da onda de pulso i do sinal PPG;

A Figura 3.6 ilustra todos os pontos de interesse necessários para a derivação da FR.

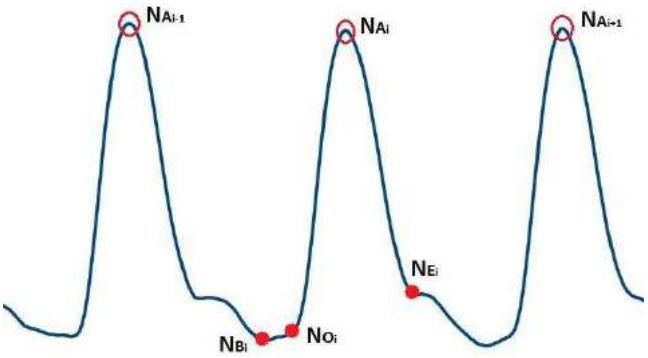


Figura 3.6: Pontos de interesse para o cálculo da FR.

3.5 Considerações finais

Este capítulo apresentou os conceitos e fundamentos para obtenção de sinais fisiológicos a partir da técnica PPG. Devido as suas características, a aquisição de sinais de FC é

facilitada nesse tipo de técnica e está disponível, inclusive, em sensores oxímetros comerciais. Trabalhos de pesquisa têm relatado a aplicação dessa técnica para extração de sinais de FR com êxito e vantagens em comparação com técnicas tradicionais como o ECG. No âmbito deste trabalho, a utilização de PPG é de interesse especial pois é utilizado para aquisição de sinais de frequência cardíaca e respiratória em bovinos. Além dos fundamentos para aquisição e processamento do sinal PPG, apresentou-se também alguns trabalhos que já aplicaram algoritmos para aquisição das frequências cardíaca e respiratória a partir do PPG. O Capítulo 4 detalha os materiais e métodos utilizados, incluindo os algoritmos desenvolvidos, para implementar um equipamento tecnológico de extração dos sinais que representam a frequência cardíaca e respiratória em bovinos.

Capítulo 4

Desenvolvimento dos algoritmos para aquisição da frequência cardíaca e frequência respiratória em bovinos

Este Capítulo detalha o desenvolvimento do trabalho, enfatizando os algoritmos para obtenção da frequência cardíaca e respiratória, além do hardware para dar suporte à proposta. Na Seção 4.1 é feita a descrição do protótipo e dos sensores utilizados; na Seção 4.2 é apresentado o algoritmo para obtenção da FC; na Seção 4.3 são descritos os métodos e algoritmos utilizados para a obtenção da FR; e por fim, na Seção 4.4 são apresentadas as considerações finais.

4.1 Apresentação do protótipo

Neste trabalho em nível de mestrado foi desenvolvido uma solução integrada de hardware e software para a obtenção de variáveis de FC e FR em bovinos. Após o levantamento bibliográfico e análise das propostas tecnológicas atualmente existentes para aquisição dos sinais cardíacos e respiratórios, optou-se pela utilização da técnica de fotopletismografia, baseada em sensores oxímetros. A técnica de fotopletismografia, conforme apresentado no Capítulo 3, tem sido amplamente adotada como alternativa para obtenção desses sinais em pacientes humanos. Assim, considerando fatores como custo, flexibilidade e simplicidade dos sistemas de hardware e software, consumo de potência do sistema integrado e adaptabilidade ao animal, justifica-se a adoção dessa técnica no desenvolvimento deste trabalho. A Figura 4.1 apresenta o esboço do sistema desenvolvido.

Na Figura 4.1 é observado que (1) o sensor oxímetro é colocado na orelha e (2) o sistema de aquisição dos dados ambientais e fisiológicos é colocado no pescoço ou na nuca do animal (este é chamado de nó). Os dados fisiológicos (analógicos) são amplificados, filtrados, convertidos para o formato digital, tratados e memorizados (cada animal tem seus dados de sinais fisiológicos registrados no seu respectivo nó) por um sistema de hardware e software. Após esse processo, os dados são transmitidos por algum meio sem fio para (3) um sistema de recepção, que têm os registros de todos os animais monitorados, podendo assim fornecer informações a respeito das condições de cada animal após esses dados serem analisados.

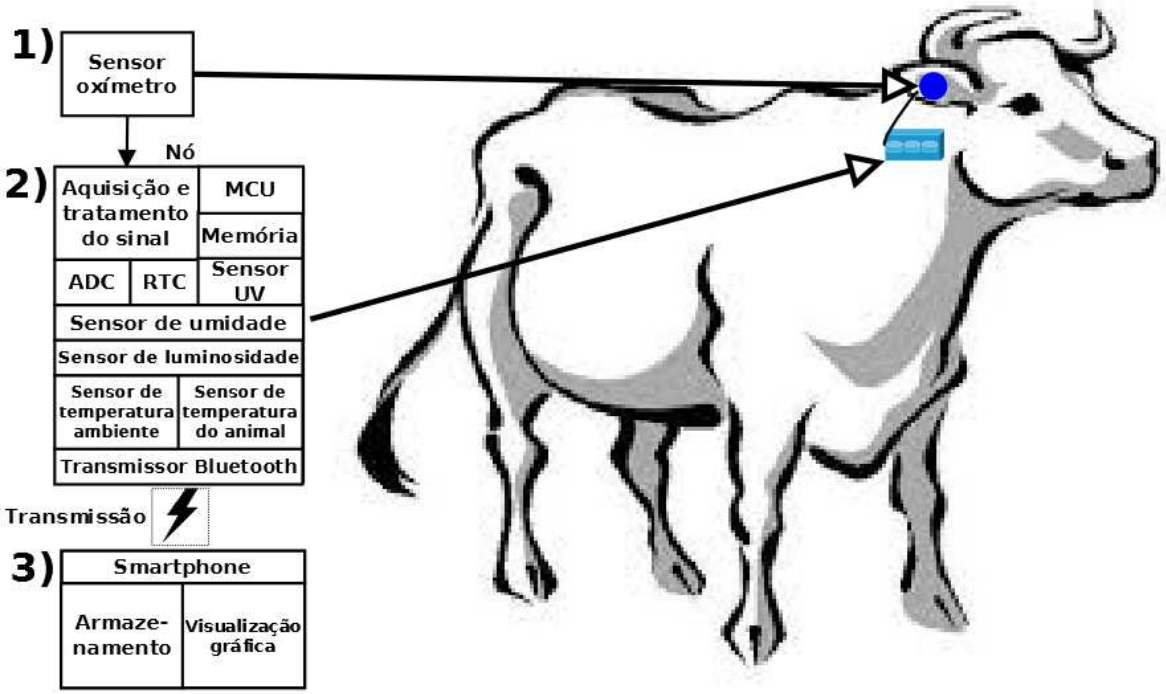


Figura 4.1: Esboço do sistema de hardware/software.

O sensor oxímetro é colocado na orelha do bovino porque, de acordo com [34], constitui-se em um sistema periférico adequado para adquirir os sinais respiratórios a partir da forma de onda PPG, e os resultados indicaram que as variações da forma de onda PPG adquiridos a partir da orelha foram dezoito vezes maior em magnitude do que a partir do dedo de um paciente, estando esse respirando espontaneamente. De acordo com experimentos empíricos realizados ao longo deste trabalho para identificar a presença do sinal PPG no bovino, verificou-se também que a colocação do sensor oxímetro na orelha do animal retornou os melhores níveis de sinal fotopletismográfico. Adotou-se a utilização da técnica de reflectância para aquisição do sinal PPG devido às vantagens citadas em [7]. A Figura 4.2 demonstra a colocação do sensor oxímetro na orelha do bovino. O sistema de aquisição e tratamento dos dados ambientais e fisiológicos é apresentado na Figura 4.3. A fixação do sistema no animal ainda está sendo estudado, considerando que o animal ficará solto para livre circulação. As regiões de fixação desse equipamento nos bovinos, que até o momento pareceram mais promissoras, são as regiões do pescoço e da nuca.

As Figuras 4.4 e 4.5 representam a camada superior e a camada inferior da placa de circuito impresso do sistema de hardware e software.

A Figura 4.6 apresenta o diagrama esquemático eletrônico do sensor oxímetro para aquisição e condicionamento do sinal PPG a partir do oxímetro. O sinal de saída do sensor oxímetro é capturado pelo sistema microcontrolado, convertido para representação digital e colocado como entrada para os Algoritmos 2 e 3.

Apresenta-se na Figura 4.7 a concretização do sistema de hardware utilizado para a coleta, tratamento e transmissão dos dados capturados pelos sensores oxímetro e de temperatura corporal.

Figura 4.2: Sensor oxímetro fixado na orelha do animal.

Figura 4.3: Equipamento que recebe os dados ambientais e fisiológicos.

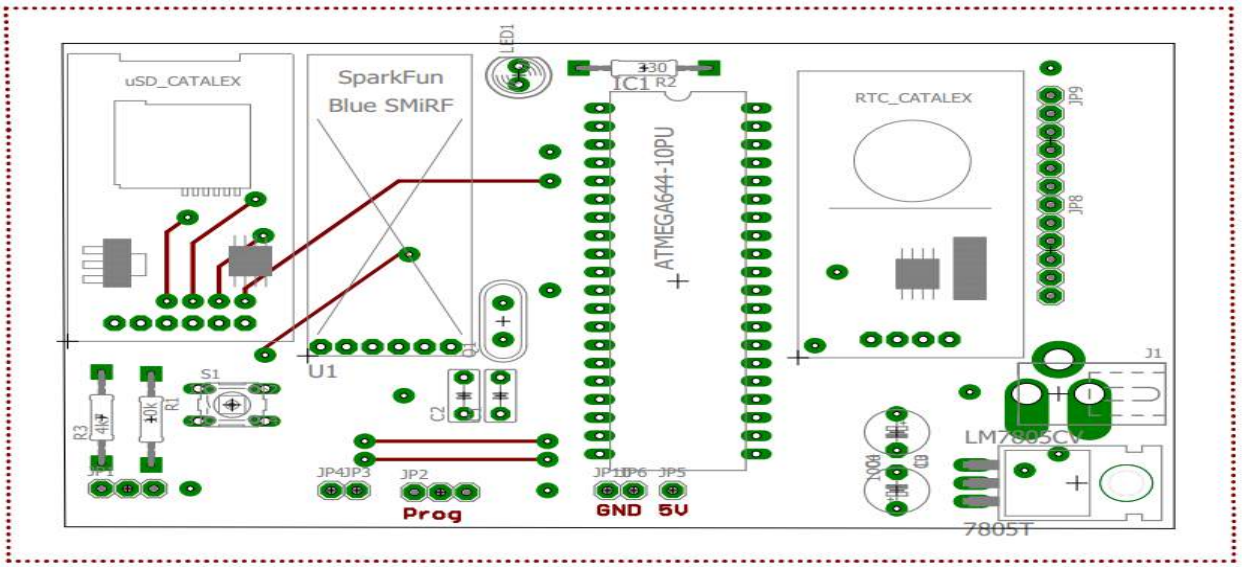


Figura 4.4: Camada superior da placa de circuito impresso.

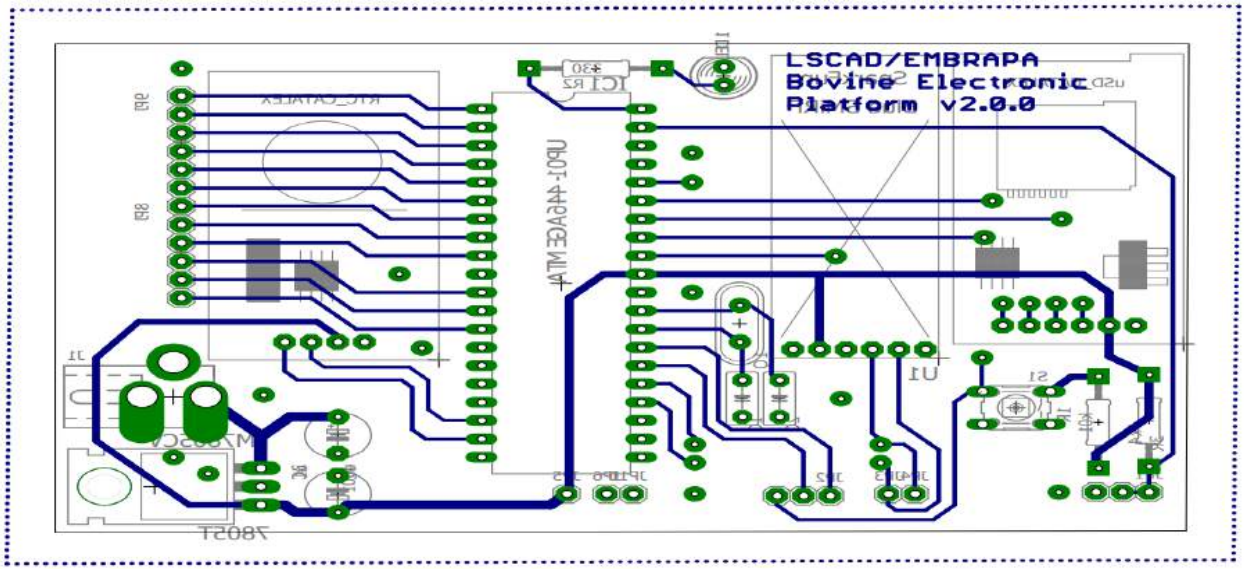


Figura 4.5: Camada inferior da placa de circuito impresso.

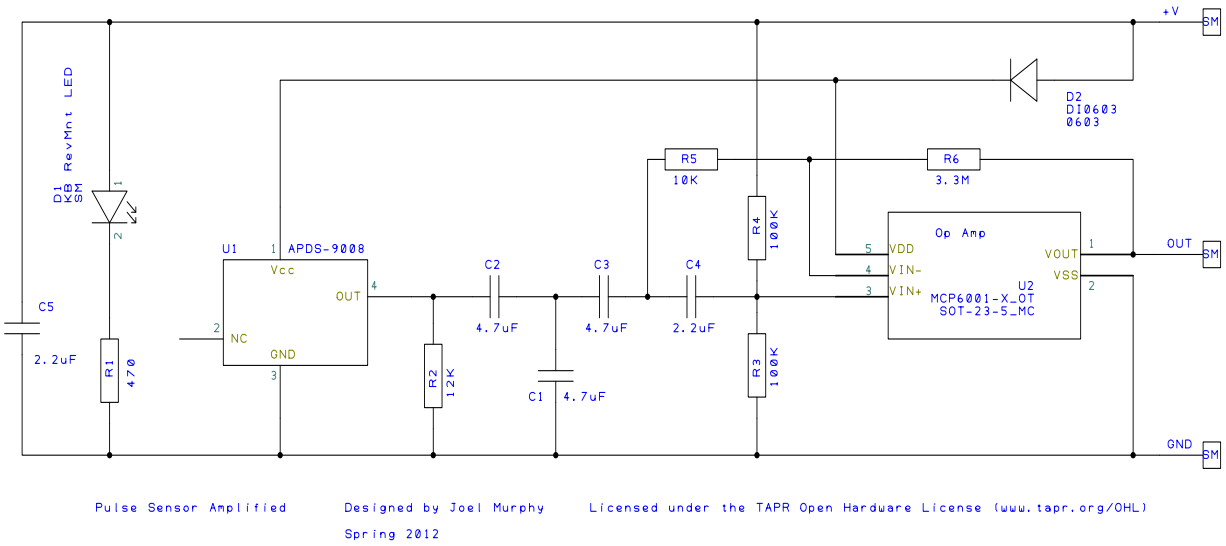


Figura 4.6: Diagrama esquemático eletrônico do sensor oxímetro.

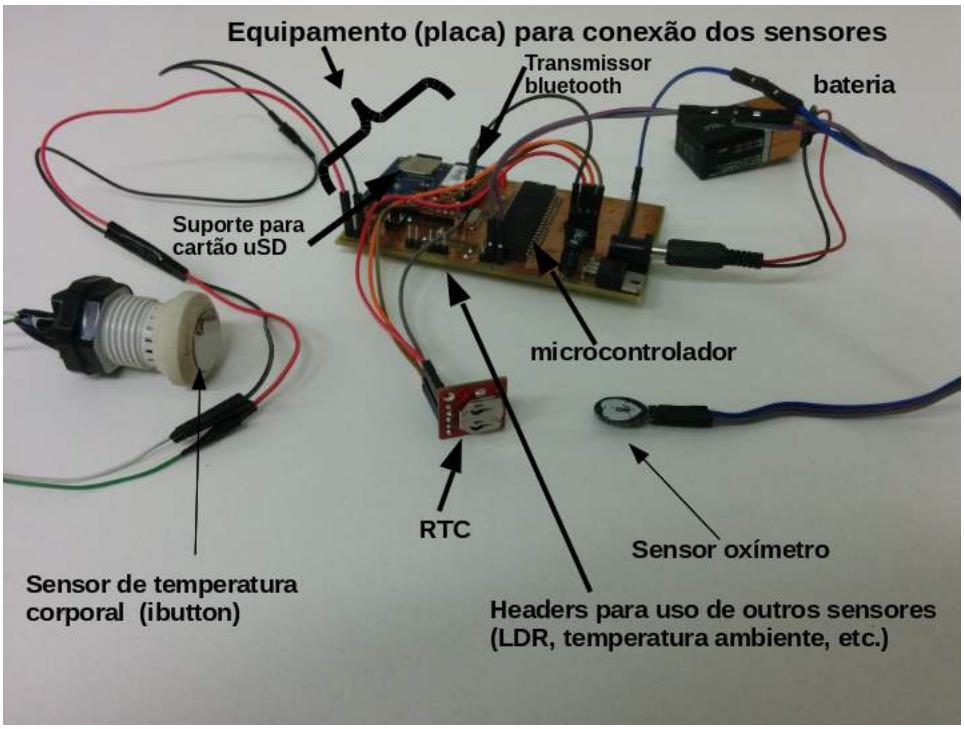


Figura 4.7: Sistema de hardware: plataforma e sensores.

Representando o passo (3) descrito na Figura 4.1, onde apresentou-se o esboço do sistema, pode-se observar na Figura 4.8, um *smartphone* que recebe via transmissão *bluetooth* os dados emitidos pelo dispositivo acoplado ao bovino.

Figura 4.8: *Smartphone* sincronizado com o nó fixado no bovino.

4.2 Algoritmo para obtenção da frequência cardíaca

O Algoritmo 2 descreve os passos para obtenção da quantidade de BPM a partir dos *samples* do sinal fotopletismográfico. O algoritmo segue os conceitos e fundamentos apresentados na Seção 3.2 do Capítulo 3.

No Algoritmo 2, a variável N recebe um contador que mantém o tempo decorrido (em ms), subtraindo o tempo da última batida cardíaca pela penúltima (tempo do pico atual − tempo do pico anterior). O objetivo é determinar um período de tempo tenha se passado para uma nova busca de um batimento cardíaco. As variáveis P e T representam a retenção do pico e o valor mínimo, respectivamente. A variável *limiar* é inicializada com 512[1] pois considera-se os momentos que o algoritmo atravessa 50% da amplitude da onda (1024). Há um período de tempo de 3/5 (60%) do IBI que deve ocorrer antes de T ser atualizado, como uma forma de evitar o ruído e leituras falsas do *dicrotic notch*. Na linha 6 é chamada a função $Verificar_Pulso$, passando a variável N, para verificar se já existe um pulso. A função chamada na linha 7 ($Inicializa_IBI$) inicializa o vetor $taxa[]$ com os últimos 10 IBIs. A partir da linha 8 dá-se o processo do cálculo dos BPM. Primeiro é somado todos os IBIs na variável *contagemtotal* e o conteúdo de cada posição do vetor $taxa[]$ é deslocado uma

[1]Este valor é baseado em um conversor analógico-digital (ADC - *Analog to Digital Converter*) com resolução de 10 bits. Dessa forma, o intervalo de valores possíveis está entre $\{0 \ldots 1023\}$.

Algoritmo 2: Algoritmo para cálculo dos batimentos cardíacos por minuto.

Input: sinal PPG: *sinal*
Output: batimentos cardíacos por minuto: BPM

```
1  if sinal < limiar ∧ N > (IBI/5) * 3 then
2  |  if sinal < T then
3  |  |  T ← sinal
4  if sinal > limiar ∧ sinal > P then
5  |  P ← sinal
6  Function Verificar_Pulso(N)
7  Function Inicializa_IBI(taxa[])
8  contagem_total = 0
9  for i ← 0; i <= 8; i++ do
10 |  taxa[i] ← taxa[i + 1]
11 |  contagem_total+ = taxa[i]
12 taxa[9] ← IBI
13 contagem_total/ = 10
14 BPM ← 60000/contagem_total
15 QS ← true
16 Function Reset(sinal, limiar, P, T)
```

posição para a esquerda, para que o IBI mais recente entre na posição 9 do vetor *taxa*[]. Os batimentos cardíacos são obtidos (linha 14) pela divisão de 60000 (1 minuto=60000 milissegundos) pela média dos últimos 10 IBIs. Na linha 15 é setada uma *flag* QS (abreviação para *Quantified Self*), para que o restante do programa saiba que o batimento cardíaco foi encontrado. Na linha 16 é chamada uma função para limpar as variáveis para não ocorrer o problema de determinar um batimento, pois quando o sinal cruza o limiar descendo, é necessário limpar as variáveis e atualizar a variável *limiar* com a nova marca de 50% que será encontrada novamente durante a subida do sinal do sensor. As variáveis P e T são reinicializadas para o novo limiar.

O Algoritmo 2 foi implementado em uma plataforma de software para execução sobre um microcontrolador ATmel ATmega1284P [52]. Após a aquisição do sinal fotopletismográfico pelo microcontrolador, esse sinal é digitalizado e enviado para ser processado pelo Algoritmo 2. Ressalta-se que as atividades envolvendo a implementação e prototipação do circuito eletrônico de aquisição do sinal fotopletismográfico, assim como a implementação do Algoritmo 2, foram desenvolvidas em outros trabalhos dentro do time do projeto.

4.3 Algoritmo para obtenção da frequência respiratória

Esta seção apresenta o conjunto de algoritmos adotados neste trabalho para obtenção da FR a partir do sinal PPG. Adotou-se aqui a análise da largura de pulso da forma de onda

PPG como mecanismo para identificar os momentos de início e fim dos ciclos respiratórios em bovinos.

O algoritmo PWV inicialmente apresentado na Seção 3.4 do Capítulo 3 foi implementado e avaliado para indicação da FR a partir do sinal PPG adquirido com a plataforma de hardware e software apresentada na Seção 4.1. A adoção do algoritmo PWV para obtenção da informação respiratória em bovinos foi sustentada pelos resultados apresentados em [50], em que foram realizados experimentos e avaliações qualitativas entre os métodos PWV, PAV e PRV.

Considerando que a aquisição do sinal PPG pode conter ruídos que dificultam a identificação de pontos de interesse necessários para a obtenção da FR pelo algoritmo PWV, houve necessidade de projetar e implementar outras estratégias que possibilitaram filtrar ruídos indesejados do sinal, e identificar os pontos de interesse necessários para o algoritmo.

As subseções a seguir apresentam a metodologia utilizada para obtenção da FR a partir da filtragem dos sinais PPG originalmente adquiridos, da identificação de pontos de interesse e, por fim, da aplicação do algoritmo PWV para aquisição de ciclos respiratórios.

4.3.1 Procedimento para filtragem de ruídos do sinal PPG

A partir das análises sobre as amostras do sinal PPG adquiridos em experimentos preliminares, houve a necessidade de implementar um procedimento para filtragem desse sinal, a fim de adequá-lo às faixas de valores, onde se encontra a forma de onda livre de ruídos. Além disso, alguns ruídos indesejados também foram filtrados. Por exemplo, vários *samples* PPG com valores zeros alocados de forma consecutiva. A explicação para essa oscilação da amplitude da forma de onda, e também para ruídos, deve-se a alguns fatores como a movimentação do animal, a intensidade com a qual o sensor é pressionado na pele do animal, se a região onde o sensor está colocado possui menos ou mais pelos, ou se ali se encontra uma artéria mais grossa ou mais fina, entre outros. O procedimento realizado pelo filtro se resume a quatro passos:

1. Identificação dos pontos de interesse no sinal PPG com ruídos;
2. Marcação das posições no vetor que estão com valores zeros alocados repetidamente;
3. Marcação das posições no vetor que estão com valores fora da faixa de frequência estabelecida;
4. Geração de um novo vetor para o sinal PPG filtrado, e copiar os valores que estão dentro dos parâmetros anteriormente definidos.

- **Passo 1**: Execução do Algoritmo 3 que extrai pontos de interesse do sinal PPG. Esse algoritmo é utilizado no filtro do sinal PPG, pois se qualquer um desses pontos de interesse, N_{B_i}, N_{O_i} ou N_{A_i}, estiver fora dos parâmetros estabelecidos, a forma de onda PPG atual é desconsiderada. Para que isso seja feito, é necessário saber onde essa forma de onda começa e termina, e por esse motivo é necessário primeiramente identificar os pontos de interesse, e depois eliminar as formas de onda indesejáveis;

- **Passo 2**: este passo se resume a implementar um laço de repetição e, para toda região no vetor de *samples* PPG que conter mais de duas posições consecutivas iguais a zero, deve-se setar essas posições, para que depois elas sejam desconsideradas e não sejam copiadas para o vetor com o sinal PPG filtrado;

- **Passo 3**: Aqui também é implementado um laço de repetição e, caso algum dos pontos de interesse N_{B_i}, N_{O_i} ou N_{A_i} de uma forma de onda PPG estiver fora (acima ou abaixo) da faixa de frequência estabelecida, o laço de repetição irá setar todas as posições compreendidas entre os pontos N_{B_i} e N_{E_i}, incluindo estes pontos. Desde do ponto mínimo precedente ao término da onda de pulso, os valores não serão considerados para o sinal PPG filtrado;

- **Passo 4**: neste passo os valores do vetor que contém o sinal PPG são copiados para outro vetor, exceto os valores que foram setados nos passos 2 e 3. A esse novo vetor é dado o nome de $PPG_filtrado[]$.

4.3.2 Algoritmo para identificação de pontos de interesse no sinal PPG

A seguir é apresentado o Algoritmo 3, desenvolvido para detecção dos pontos de interesse que serão utilizados para o cálculo da FR derivada no método PWV adotado neste projeto.

- **Linha 1**: ocorre a leitura do arquivo com extensão CSV (*Comma Separated Values*) que contém os *samples* PPG, armazenando-os no vetor $PPG[]$;

- **Linha 2**: a função $peakfinder$ é invocada e, além de receber os dados PPG, também recebe alguns parâmetros de ajustes, como a amplitude base para a definição dos picos. A função $peakfinder$ retornará os índices e os valores, respectivamente, dos picos definidos a partir do sinal PPG;

- **Linha 3**: inicializa-se uma variável contadora, *contador*, que manterá um fluxo contínuo e correto a partir da variável $indice_Na$, variável esta que contém todos os índices dos picos do sinal PPG.

- **Linha 4**: a partir da definição dos picos de cada forma de onda, é possível buscar os outros pontos de interesse, por isso, a variável k recebe como valor o índice do primeiro pico encontrado na forma de onda PPG;

- **Linha 5**: tem-se o início de um laço de repetição, onde enquanto houver um pico válido, haverá os demais pontos de interesse na forma de onda;

- **Linha 6**: identifica-se os pontos No, e para isso se compara os *samples* à esquerda do pico de cada onda, tanto em relação aos valores, quanto em relação à diferença entre os índices. A ideia em relação aos valores é verificar se o ponto a esquerda for menor que o ponto a direita, $PPG(k-1) < PPG(k)$, significa que a avaliação da onda PPG deve continuar em busca do ponto No. Importante observar que, além da condição do ponto a esquerda ser menor que o ponto a direita, precisamos satisfazer mais uma condição, $range > range_No$, sendo esta condição referente ao grau de declínio da onda, pois

Algoritmo 3: Algoritmo para detecção dos pontos de interesse.

```
Input: sinal PPG: PPG[]
Output: Pontos de interesse: vetor_indices_Na, vetor_indices_Nb,
        vetor_indices_No, vetor_indices_Ne
1  PPG[] ← leitura do arquivo csv
2  [indice_Na, valor_Na] ← Function peakfinder(PPG, parametros_ajustaveis)
3  contador ← 1
4  k ← indice_Na(contador)
5  while indice_Na[contador] == TRUE do
6      while PPG(k − 1) < PPG(k) ∧ range > range_No do
7          valor_atual ← PPG(k − 1)
8          flag ← 1
9      while PPG(janela) < PPG(k) ∧ range > range_No do
10         valor_atual ← PPG(janela)
11         flag ← 1
12     if flag == 1 then
13         Function valida_No
14         if PPG(k − 1) <= PPG(k) then
15             while PPG(k − 1) <= PPG(k) do
16                 valor_atual ← PPG(k − 1)
17         Function valida_Nb
18         valor_atual = valor_Na(contador)
19         flag ← 0
20         while PPG(k + 1) <= PPG(k) ∧ range > range_Ne do
21             valor_atual ← PPG(k + 1)
22             flag ← 1
23         while PPG(janela) <= PPG(k) ∧ range > range_Ne do
24             valor_atual ← PPG(janela)
25             flag ← 1
26         if flag == 1 then
27             Function valida_Ne
28     contador+ = 1
29     k ← indice_Na(contador)
```

quando a onda começa a se estabilizar é que poderemos definir o ponto No. Por isso temos a variável $range$, pois se a diferença entre os índices $PPG[K] - PPG[K-1]$ for igual ou menor que o valor definido na variável $range_No$, significa que o declínio acentuado da onda acabou, passando para um declínio mais suave, correspondendo assim a definição do ponto de interesse No;

- **Linha 7**: a variável *valor_atual* recebe o valor anterior enquanto a condição na linha 6 for atendida;
- **Linha 8**: a variável $flag$ é definida com valor 1, para proceder com a validação do ponto de interesse encontrado;

- **Linha 9**: depois de encontrado um possível ponto No, é necessário avaliar a forma de onda, para certificar que, aquele ponto de interesse definido não é um ruído. A variável $janela$ serve de índice para o vetor $PPG[]$, $PPG[janela]$, que pode ser atribuída com os valores 2 e 3 por exemplo, o que implica que, ao invés de analisar o ponto subsequente, dois ou três pontos, a partir do ponto atual, são analisador e, se houver um ruído até o segundo ponto verificado, descarta-se esse ruído fazendo a verificação do terceiro ponto;

- **Linhas 12 à 17**: após essa checagem para evitar ruídos, é feita uma verificação se houve algum ponto No encontrado (linha 12) e, se houve, é necessário validar esse ponto (linha 13), e buscar o ponto de interesse Nb (linha 14), pois é um ponto muito próximo ao ponto No. Na linha 14 verifica-se se o ponto à esquerda é menor ou igual ao ponto da direita, pois o declínio da onda já se estabilizou, e assim busca-se o ponto de interesse Nb. Pode acontecer que os pontos de interesse Nb e No tenham o mesmo valor, pois pode ocorrer uma finalização abrupta da descida da onda;

- **Linha 18**: encontrados os pontos de interesse a esquerda do pico Na dessa forma de onda, é necessário encontrar o único ponto a direita referente a este mesmo pico, o ponto Ne. Realiza-se um deslocamento, pois nas linhas anteriores se definiram os pontos Nb e No, que são pontos à esquerda do pico, agora é necessário voltar ao ponto onde se encontra o pico Na, e iniciar a descida na forma de onda para o lado direito;

- **Linha 19**: a variável $flag$ recebe um valor 0, para assim posteriormente validar o ponto Ne.

- **Linhas 20 à 27**: Tem-se o mesmo processo já descrito nas linhas 6 à 13, só que agora para o lado direito, $PPG(k+1) <= PPG(k) \wedge range > range_Ne$. A variável $range$ é aplicada seguindo a mesma metodologia já explicada anteriormente, pois na descida da onda para o lado direito, também é comum não haver o *dicrotic notch* ou o "pico falso", onde somente pode-se observar que o declínio acentuado da onda passou para um declínio suave, e é nesse momento que é preciso definir o ponto de interesse Ne. Na linha 23 há um laço para verificar se há ruídos, e depois é feita a validação do ponto Ne na linha 27;

- **Linhas 28 e 29**: a variável *contador* é incrementada e a variável k recebe o valor referente ao próximo pico Na da forma de onda.

4.3.3 Algoritmo de variabilidade da largura de pulso - PWV

Segundo [49, 50], durante a expiração, o sistema parassimpático[2] faz com que os vasos sanguíneos fiquem mais flexíveis que durante a inspiração. A flexibilidade dos vasos sanguíneos afeta negativamente a velocidade de propagação da onda de pulso, que ao mesmo tempo afeta a largura das ondas de pulso no sinal PPG. Inversamente proporcional, durante a inspiração, o sistema simpático[3] deixa as artérias mais rígidas, aumentando a velocidade da onda de pulso [50]. Deste modo, a largura da onda de pulso é um parâmetro presente

[2]Permite ao organismo responder a situações de calma. Desaceleração dos batimentos cardíacos; diminuição da pressão arterial, adrenalina e açúcar no sangue.

[3]Faz parte do sistema nervoso autônomo (SNA), e permite ao organismo responder a situações de estresse. Aceleração dos batimentos cardíacos; aumento da pressão arterial, adrenalina e açúcar no sangue.

no sinal PPG e depende da respiração. Isso indica que a informação respiratória pode ser extraída a partir da variabilidade da largura de pulso.

A Figura 4.9 ilustra os pontos de interesse necessários para o cálculo do método PWV.

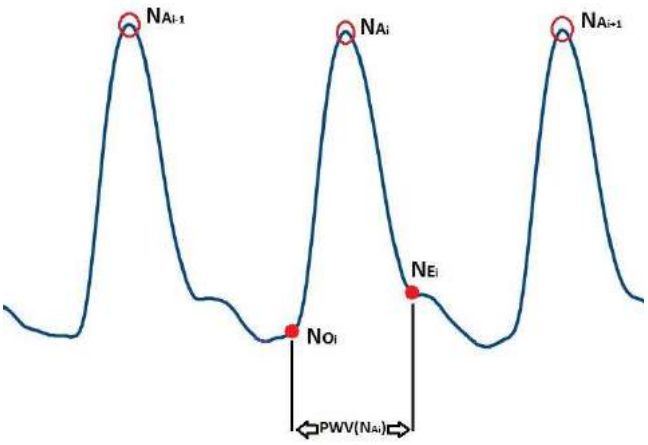


Figura 4.9: Pontos de interesse para o método PWV.

As atividades realizadas para a obtenção da FR, por meio do método PWV, são apresentadas no Algoritmo 4.

Algoritmo 4: Algoritmo para cálculo da FR derivada, por meio do método PWV.

Input: Pontos de interesse: *tamanho_vetor_PPG*, *tamanho_vetor_Na*, *vetor_indices_Na*, *vetor_indices_No*, *vetor_indices_Ne*

Output: FR derivada: *PWV*

```
1 for k ← 1; k <= tamanho_vetor_Na; k++ do
2     for j ← vetor_indices_Ne[k] + 1; j <= tamanho_vetor_PPG; j++ do
3         if j <= vetor_indices_Ne[k + 1] then
4             PWV[j] ← (1/50) * (vetor_indices_Ne[k] − vetor_indices_No[k]) * (j −
              vetor_indices_Na[k]);
```

O algoritmo 4 recebe como entrada, além dos pontos de interesse Na, No e Ne, as variáveis *tamanho_vetor_PPG* e *tamanho_vetor_Na*, que servem de referência para os laços de repetição nas linhas 1 e 2. O primeiro laço de repetição é utilizado para percorrer (utilizando a variável k) todas as posições dos vetores Na, No e Ne. No segundo laço de repetição, a variável j recebe a posição subsequente, onde se encontra o ponto de interesse $Ne[k]$, referente ao vetor *tamanho_vetor_PPG*. Na linha 3, a verificação $j <= vetor_indices_Ne[k+1]$ garante que o cálculo realizado na linha 4 seja feito dentro de um intervalo, e esse intervalo é igual ao intervalo da forma de onda posterior. No cálculo realizado na linha 4, acumula-se, para cada posição do vetor PWV, a partir do início da segunda forma de onda, a diferença entre o ponto Ne e ponto No da mesma forma de onda, a diferença do valor da variável j e do ponto Na (essa diferença é utilizada como impulso unitário), a divisão do valor 1 pela frequência de gravação das amostras PPG utilizada foi de $50Hz$. Por fim, realiza-se o produto entre essas três componentes de diferenças conforme descrito na equação 4.1.

$$PWV(j) = (\frac{1}{50}) * (indice_Ne(k) - indice_No(k)) * (j - indice_Na(k)) \quad (4.1)$$

Nota-se claramente que a equação 4.1 retorna uma nova forma de onda PWV, agora considerando o tempo de aquisição das amostras (inverso da frequência) a partir da largura da onda PPG. As amplitudes dos ciclos formados nesta nova forma de onda correspondem a variabilidade da largura da onda PPG original e correspondem a ciclos respiratórios. Dessa forma, a indicação da FR, a partir dos resultados do algoritmo PWV, envolve a análise da amplitude da forma desta nova forma de onda.

4.4 Considerações finais

Este capítulo apresentou o protótipo desenvolvido, os esquemáticos eletrônicos do circuito para aquisição e condicionamento do sinal PPG, e do sensor oxímetro. Apresentou-se também as técnicas utilizadas para a extração das frequências cardíaca e respiratória derivada a partir do sinal PPG. Algoritmos 2 e 4 foram apresentados e discutidos para obter as informações de frequência cardíaca e respiratória. No Capítulo 5 serão mostrados os experimentos realizados, bem como os resultados obtidos.

Capítulo 5

Experimentos e resultados

Este capítulo apresenta os experimentos realizados e os resultados obtidos com a aplicação das técnicas e algoritmos de frequência cardíaca e respiratória sobre o protótipo de dispositivo eletrônico, visando a determinação dessas frequências em bovinos. Apresentam-se experimentos de FC e FR tendo como base o banco de dados Capnobase que possui dados de sinais PPG de pacientes humanos, além de experimentos com bovinos de idades variadas.

5.1 Introdução

Visando a validação e a avaliação dos algoritmos de derivação da FC e FR, optou-se primeiramente pela realização de experimentos com os *samples*[1] PPG de seres humanos, a partir da utilização do banco de dados Capnobase[2]. Objetivou-se com esse experimento comparar o desempenho e avaliar a corretude dos algoritmos desenvolvidos. Após os experimentos com o banco de dados Capnobase, oito bovinos foram utilizados nos experimentos para estimativas de FC e FR com o sensor oxímetro.

Os experimentos realizados e apresentados a seguir seguem a ordem:

1. Experimento apresentando a forma de onda PPG adquirida com o sensor oxímetro;
2. Experimento apresentando o sinal PPG filtrado (após o procedimento de filtragem do sinal PPG);
3. Experimento apresentando a forma de onda resultante da técnica e algoritmo PWV;
4. Experimento apresentando o gráfico de ciclos respiratórios.

Além disso, duas tabelas estão organizadas para apresentar as características e os dados dos experimentos realizados com bovinos.

[1] O termo *sample* significa "amostra", e representa cada valor capturado pelo sensor oxímetro. O conjunto desses valores compõem a forma de onda PPG.

[2] Para mais informações acesse: http://www.capnobase.org/

Os gráficos foram desenvolvidos considerando as características do sinal PPG e, como o mesmo varia ao longo do tempo. A distância entre o pico máximo N_{A_i}, ou entre o ponto basal N_{B_i} até o nível de equilíbrio, que corresponde ao valor 0 do eixo **tempo**, é denominada **amplitude**. Portanto, a amplitude sofre variações ao longo do tempo, dependendo dos valores que os pontos de interesse N_{A_i} e N_{B_i} assumem. A definição do valor base do eixo **tempo** é descrito na equação 5.1, correspondendo ao inverso da frequência F utilizada na gravação do sinal PPG. A variação do intervalo de tempo se dá de acordo com a quantidade de *samples* do sinal PPG.

$$T = (\frac{1}{F}) \tag{5.1}$$

Tanto o sinal PPG do Capnobase quanto os sinais PPG dos bovinos apresentavam ruídos. Desse modo, a calibragem do filtro quanto à amplitude mínima e máxima para esses sinais foi analisada individualmente, considerando a faixa de melhor qualidade do sinal.

O resultado da FR é obtido pela multiplicação dos ciclos respiratórios por 60, para que o cálculo seja em minutos; sendo este produto dividido pelo intervalo de tempo total, que está em segundos (equação 5.2). Já o resultado da FC é descrita na Seção 4.2. Ressalta-se que os resultados de FC e FR representam, respectivamente, batimentos por minuto e respirações por minuto.

$$FR = (\frac{ciclos_respiratórios * 60}{tempo_total_do_algoritmo}) \tag{5.2}$$

5.2 Experimentos com o banco de dados Capnobase

Capnobase é um projeto de pesquisa colaborativo que fornece ferramentas de pesquisa e um banco de dados *online* contendo sinais respiratórios a partir dos métodos de espirometria e capnografia. Esse projeto contempla um conjunto de dados *in vivo*, um conjunto de dados de simulação, um conjunto de dados de referência, além de dados fotopletismográficos. O conjunto de dados de referência contém 42 casos de 8 minutos de gravações, e nesses dados de referência estão contidos os sinais de dióxido de carbono (CO_2) e os sinais de oximetria de pulso (PPG) [8, 53].

De acordo com [8], a coleta do sinal PPG foi realizado em 94 indivíduos, 59 crianças e 35 adultos, que estavam sob efeito de anestesia geral. Quarenta e dois segmentos com 8 minutos cada, provenientes de 29 casos pediátricos e 13 casos adultos, sendo todos registros confiáveis, foram selecionados aleatoriamente para cada caso de teste do conjunto de dados. Cento e vinte e quatro segmentos, com 2 minutos cada, foram selecionados aleatoriamente a partir dos 52 casos restantes para a calibração do conjunto de dados. A Figura 5.1 apresenta o sinal PPG armazenado no banco de dados Capnobase.

Originalmente, o banco de dados Capnobase possui 144001 *samples* do sinal PPG. Visando minimizar o tempo de processamento e de manipulação dos dados, esse número foi reduzido para 50753 *samples*. A amplitude do sinal foi normalizada, uma vez que a codificação do sinal original gerava inconsistências nos resultados do Algoritmo 3 (subseção 4.3.2). A

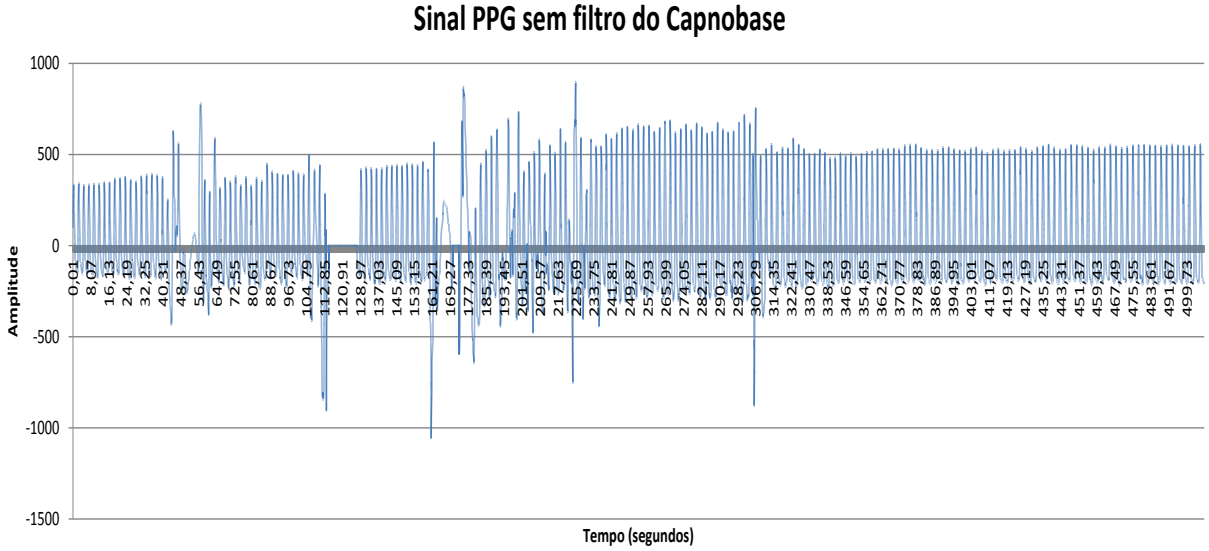


Figura 5.1: Sinal PPG do banco de dados Capnobase contendo 50753 *samples*.

frequência de gravação dos *samples* foi de $100Hz$ segundo [8], sendo esta frequência utilizada no Algoritmo 4.

A Figura 5.2 apresenta o sinal PPG do banco de dados Capnobase após a filtragem do sinal pela amplitude, conforme procedimento descrito na subseção 4.3.1.

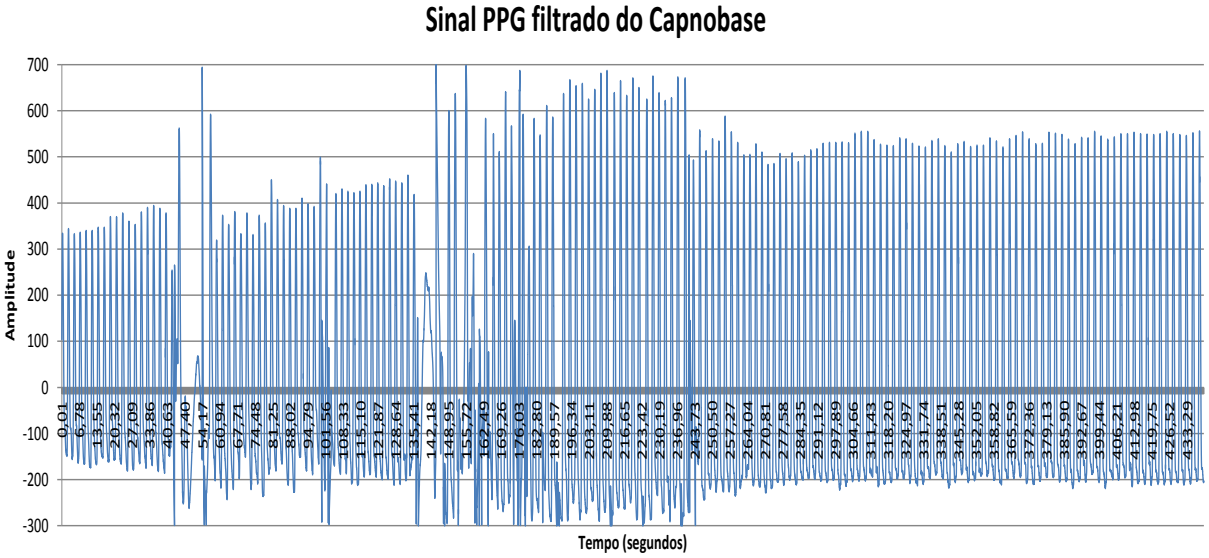


Figura 5.2: Sinal PPG do banco de dados Capnobase após filtragem contendo 43976 *samples*.

Após o sinal PPG ser filtrado, todos os *samples* com valores abaixo de -300 e acima de 700 foram eliminados. Ressalta-se que os *samples* que estão dentro da faixa de valores (amplitude) entre -300 e 700, mas que pertencem a uma forma de onda que contenha qualquer um desses pontos de interesse, N_{B_i}, N_{O_i} ou N_{A_i} fora da amplitude definida, a forma de onda PPG inteira - todos os *samples* entre o ponto basal e o ponto final, incluindo estes pontos - é desconsiderada (Subseção 4.3.1). Os *samples* compreendidos entre os intervalos de tempo aproximados de $112,85s$ e $128,97s$ da Figura 5.1 também foram removidos, por

serem *samples* com valores 0 consecutivos, que também é considerado ruído. No total, 6777 *samples* considerados como ruídos foram eliminados.

A Figura 5.3 a forma de onda PWV resultante do Algoritmo 4 tendo como entrada o sinal PPG filtrado.

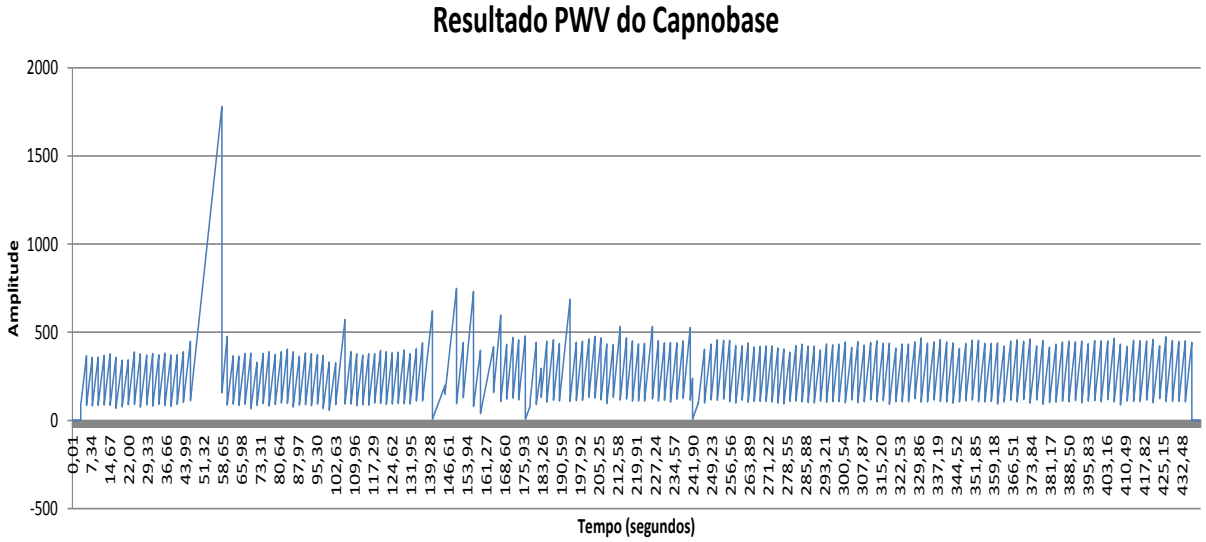


Figura 5.3: Forma de onda PWV a partir do sinal PPG filtrado do banco de dados Capnobase.

A FR é derivada a partir dos picos da forma de onda gerada no Algoritmo 4. Pode-se observar que há uma oscilação uniforme e contínua na forma de onda, exceto nos intervalos de tempo em que, mesmo o sinal PPG estando filtrado, ainda apresenta ruídos, e isso gera ciclos com amplitudes e larguras divergentes das demais. Cada oscilação completa, representada na Figura 5.4, é considerada um ciclo respiratório. Nota-se que a Figura 5.4 é um segmento da forma de onda PWV, onde pode-se observar dois ciclos completos, indicando duas respirações em aproximadamente $18,86$ segundos.

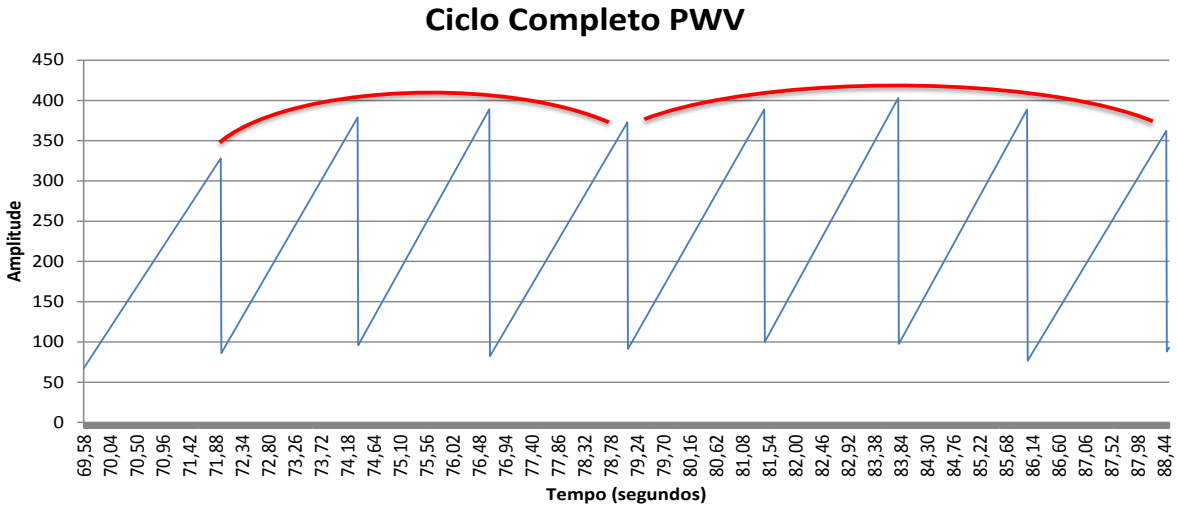


Figura 5.4: Ciclo completo de uma onda PWV.

A Figura 5.5 apresenta a forma de onda oriunda dos picos da forma de onda PWV. A FR derivada é de 49 respirações, dentro de um intervalo de tempo de 439, 76 segundos ou aproximadamente 7, 3 minutos, resultando em uma FC média de 6, 7 (respirações por minuto).

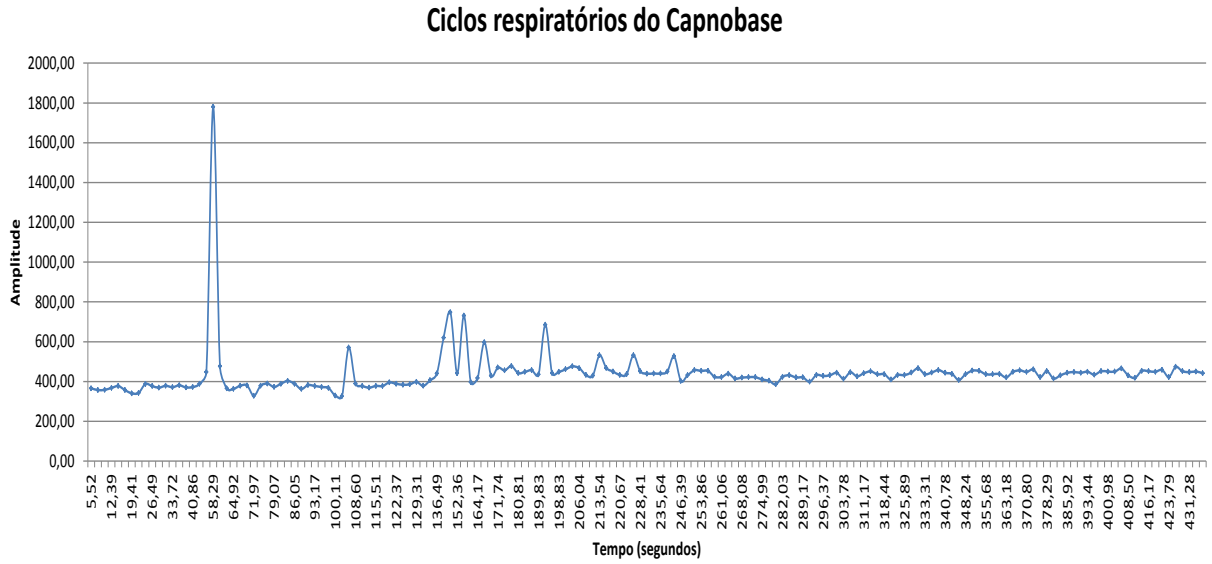


Figura 5.5: Ciclos Respiratórios.

O resultado da FC correspondente ao conjunto de *samples* PPG é apresentado na Figura 5.6. Nesta figura nota-se, nos dois primeiros minutos, uma FC muito alta, estabilizando-se a partir do terceiro minuto. Essa anormalidade nos primeiros minutos é devido à presença de ruídos significativos nos primeiros *samples* do sinal PPG. Esses ruídos influenciaram as primeiras estimativas de FC pelo Algoritmo 2. A FC média, após a estabilização do algoritmo diante dos ruídos, foi de 24, 5 BPM.

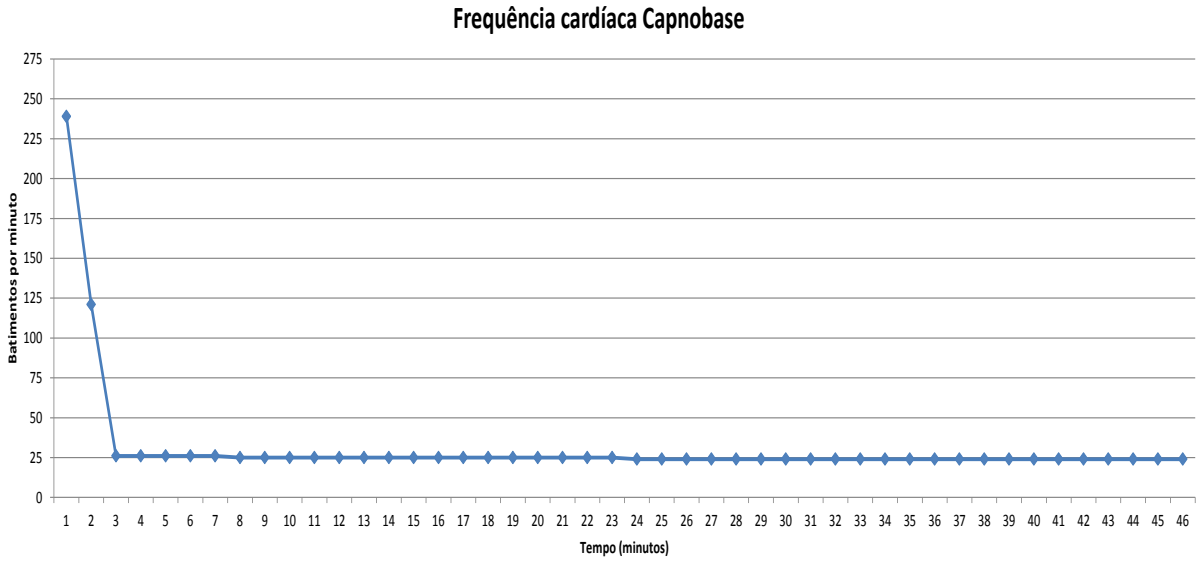


Figura 5.6: Frequência cardíaca.

5.3 Experimentos com dados de bovinos

Os *samples* para os testes com bovinos foram coletados primeiramente na Embrapa Gado de Corte, localizada na zona rural da cidade de Campo Grande-MS, com animais da raça Nelore. Alguns fatores dessa raça não contribuíram para uma coleta de dados que apresentasse sinais com boa qualidade, sendo o principal deles o comportamento ativo do animal, impedindo que o sensor oxímetro fosse fixado de maneira adequada e por um intervalo de tempo suficiente. Posteriormente, optou-se pela coleta de *samples* em animais amansados, utilizados na produção leiteira, sendo estes da raça Girolando.

Em todas as coletas de *samples* PPG, colocou-se o sensor oxímetro nas regiões da testa, pescoço e orelha do animal. Os experimentos foram realizados somente com os dados coletados da orelha, pois foi a região que proporcionou melhor qualidade na forma de onda [34].

As Figuras 5.7 e 5.8 ilustram a coleta do sinal PPG no 1° e 3° animal, respectivamente.

Figura 5.7: Coleta do sinal PPG no 1° animal.

Tanto o primeiro como o terceiro animal se mantiveram calmos no início do experimento. No decorrer de alguns minutos ficaram um pouco impacientes e inquietos com a colocação do sensor. A maior dificuldade no manejo desses animais foi encontrar e conseguir gravar a forma de onda PPG que fosse possível utilizar nos algoritmos. No geral, a forma de onda que o sensor conseguia capturar era muito ruidosa, e não apresentava a forma de onda PPG como se esperava.

A Figura 5.9 apresenta a aquisição do sinal no 4° animal. Observa-se que o animal é um bezerro, ainda de pequeno porte, onde foi possível colocá-lo deitado no chão e imobilizá-lo por alguns minutos. O local de melhor aquisição da forma de onda PPG foi na orelha do bezerro, como apresentado na figura, e proporcionou a melhor coleta de dados dessa visita em relação a quantidade de *samples* adquiridos.

Figura 5.8: Coleta do sinal PPG no 3° animal.

Figura 5.9: Coleta do sinal PPG no 4° animal.

Dois experimentos foram realizados com os animais da raça Girolando: o primeiro no dia 22 de setembro de 2015, e o segundo no dia 11 de dezembro de 2015. Não há dados de referência da frequência cardíaca e respiratória dos bovinos na primeira visita. Já a segunda visita foi acompanhada por profissionais qualificados, para ajudar nos experimentos e fornecer os batimentos cardíacos e a taxa respiratória dos animais selecionados, dados que foram utilizados como referência para validar os testes com os algoritmos. Nesta seção serão apresentados primeiramente os experimentos realizados na segunda visita, por possuírem

dados de referência; em seguida serão apresentados os resultados obtidos na primeira visita. A frequência para a gravação dos *samples* nesses experimentos foi de $50Hz$.

Na Tabela 5.1 são apresentadas as características dos quatro animais utilizados no segundo experimento em 11 de dezembro de 2015, os dados coletados de maneira manual sobre as FCs e FRs, e também os resultados das FCs e FRs derivadas a partir dos Algoritmos 2 e 4.

	Sexo	**Idade**	**Mensuração manual**		**Mensuração automática**		**Nº de *samples* adquiridos**
			FC	FR	FC	FR	
Animal 1	fêmea	3 anos	24	20	38,4	22,8	5140
Animal 2	fêmea	1 mês	36	28	90,5	30,7	5879
Animal 3	fêmea	4 anos	32	28	51,8	24,4	4886
Animal 4	macho	3 meses	32	24	49	26,1	17649

Tabela 5.1: Dados de FC e FR de referência e dos experimentos com sensor PPG realizados com 4 animais.

Nota-se, tanto na Tabela 5.1 quanto na Figura 5.10, uma diferença significativa na quantidade de *samples* para cada animal, e essa diferença pode ser explicada por alguns fatores, como:

- O tamanho e consequentemente o peso do animal, que interfere na capacidade de manejo do mesmo. Pode-se utilizar as Figuras 5.7, 5.8 e 5.9 como exemplos, pois no animal 4, é possível deitá-lo e deixá-lo quase imóvel, permitindo assim a colocação do sensor oxímetro em sua pele por um tempo considerável, possibilitando uma aquisição de um sinal PPG com maior qualidade. Com os animais 1 e 3 não é possível proceder da mesma forma, dado o porte físico dos animais, além de que certos cuidados de segurança são necessários;

- A raça e a forma como o animal reage à colocação do sensor oxímetro em sua pele, fazendo movimentos bruscos ou se mexendo, impactando diretamente no tempo em que cada animal permite a colocação do sensor oxímetro em sua pele de forma contínua, pois em muitos casos o animal se irrita e em cada tentativa de colocar o sensor oxímetro para a aquisição do sinal PPG, o animal se movimenta bruscamente;

- Por último e, provavelmente sendo um dos motivos mais importantes pela variação na quantidade de *samples* entre um animal e outro, é a dificuldade da leitura do sinal PPG nos animais com o atual hardware utilizado no projeto, que são equipamentos e sensores utilizados em seres humanos. Além disso, existe uma variação muito grande nas posições de colocação do sensor oxímetro na orelha, testa e pescoço do animal, dado o tamanho da superfície dessas regiões. É muito comum a colocação do sensor oxímetro em um ponto específico da orelha de um animal, conseguindo a aquisição de uma forma de onda com qualidade aceitável para os experimentos, e quando o sensor oxímetro é colocado no mesmo ponto em outro animal não resulta em uma forma de onda PPG com a mesma qualidade. Vários fatores explorados no Capítulo 3 podem afetar a aquisição do sinal PPG também em bovinos, dadas as similaridades existentes [35].

A Figura 5.10 apresenta o sinal PPG coletado dos quatro animais citados na Tabela 5.1.

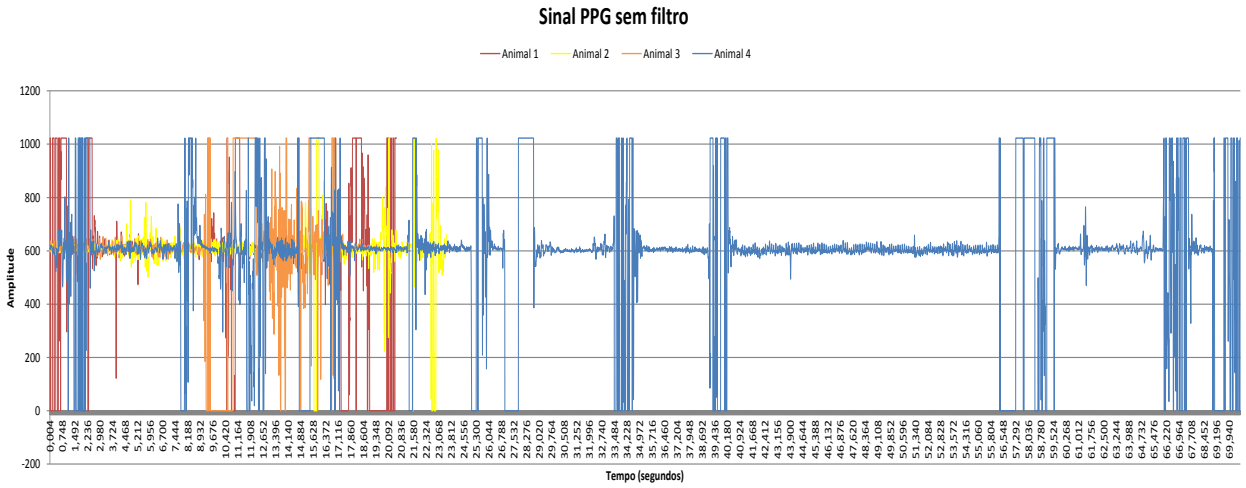


Figura 5.10: Sinal PPG original dos 4 animais da visita do dia 11/12/2015.

Na Figura 5.10 é possível observar a diferença em número de *samples* que o sinal PPG adquirido do animal 4 possui em relação aos sinais adquiridos dos outros animais. O sinal PPG adquirido do 1° animal possui 5140 *samples* coletados em $102,8$ segundos; o 2° animal possui 5879 *samples* coletados em $117,58$ segundos; o 3° animal possui 4886 *samples* coletados em $97,72$ segundos; e o 4° animal possui 17649 *samples* coletados em $352,98$ segundos.

A seguir são apresentados os gráficos com os sinais PPG dos quatro animais separadamente.

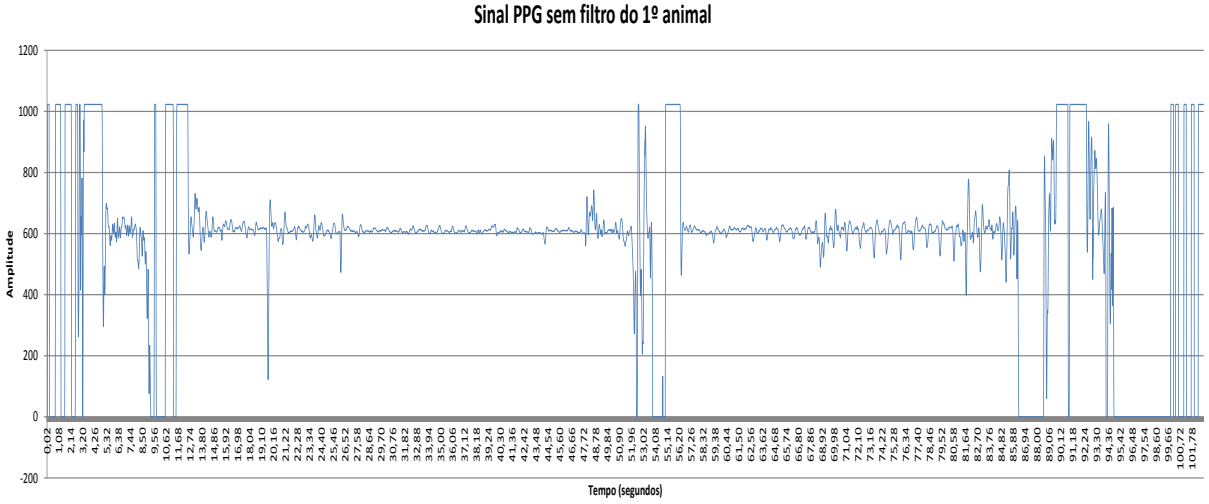


Figura 5.11: Sinal PPG do 1° animal.

As Figuras 5.11-5.14 apresentam o sinal PPG dos quatro animais utilizados nos experimentos. Nota-se em todas as figuras muitos ruídos, tanto em *samples* com valores fora da faixa de amplitude onde se observa uma estabilidade nas formas de onda, quanto na própria morfologia das ondas PPG.

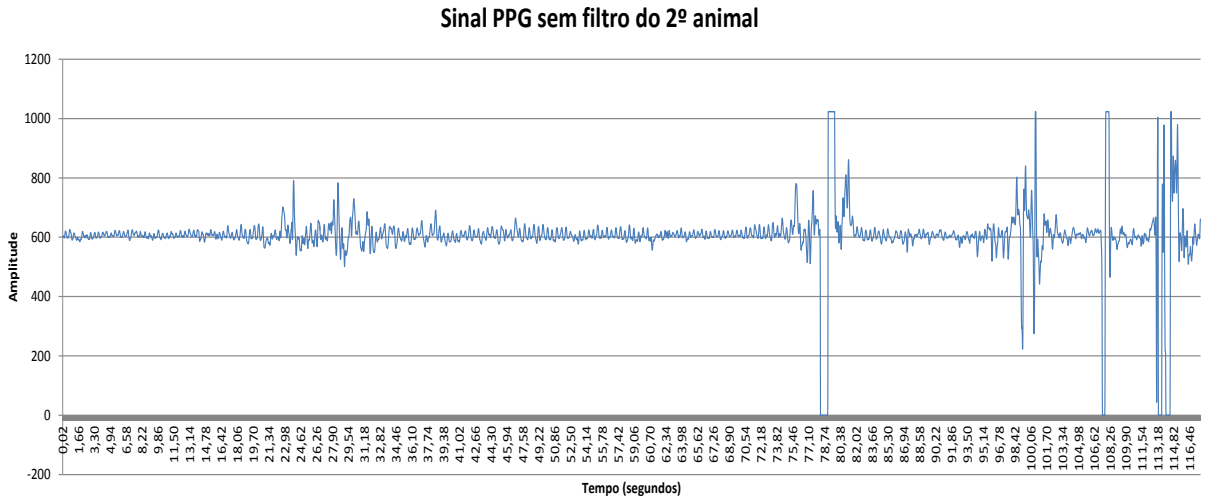


Figura 5.12: Sinal PPG do 2° animal.

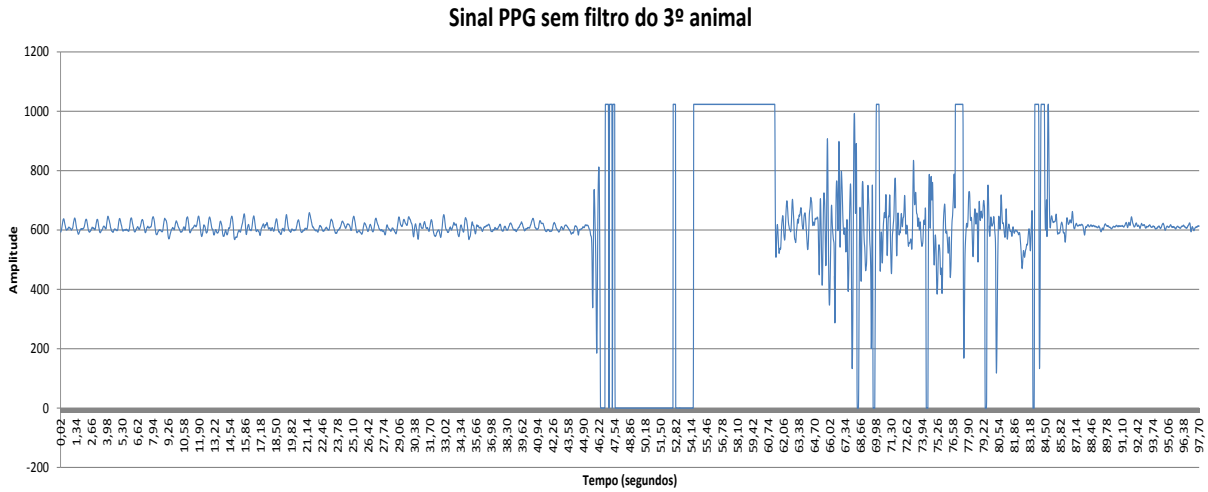


Figura 5.13: Sinal PPG do 3° animal.

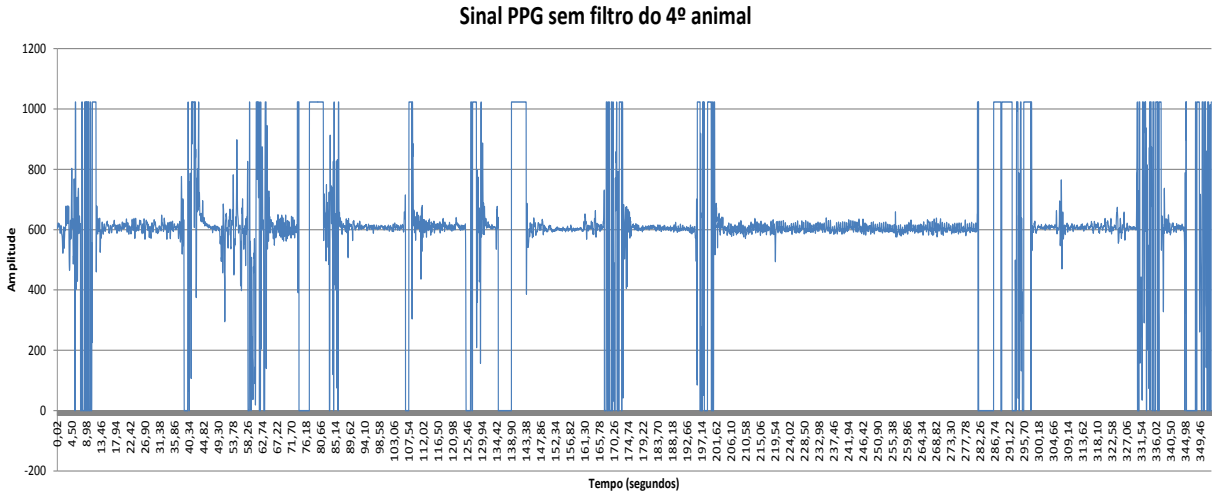


Figura 5.14: Sinal PPG do 4° animal.

A seguir são apresentados os gráficos com os sinais PPG dos animais, após serem filtrados.

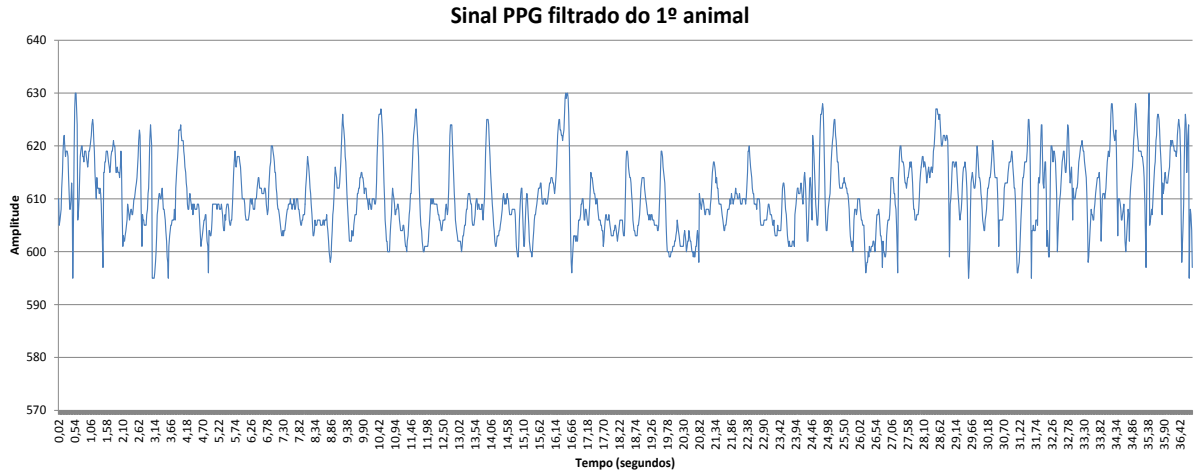


Figura 5.15: Sinal PPG filtrado do 1° animal.

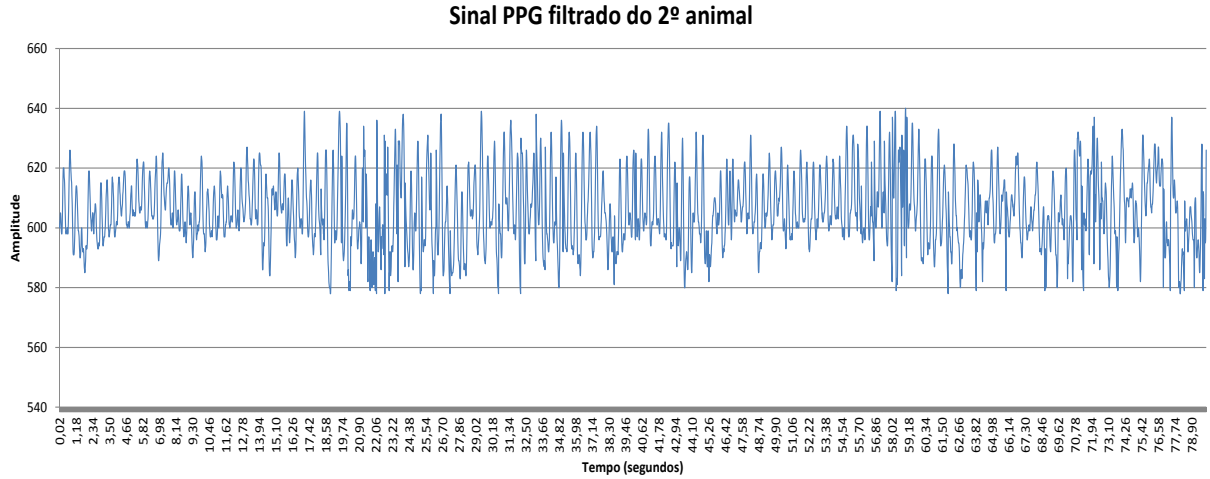


Figura 5.16: Sinal PPG filtrado do 2° animal.

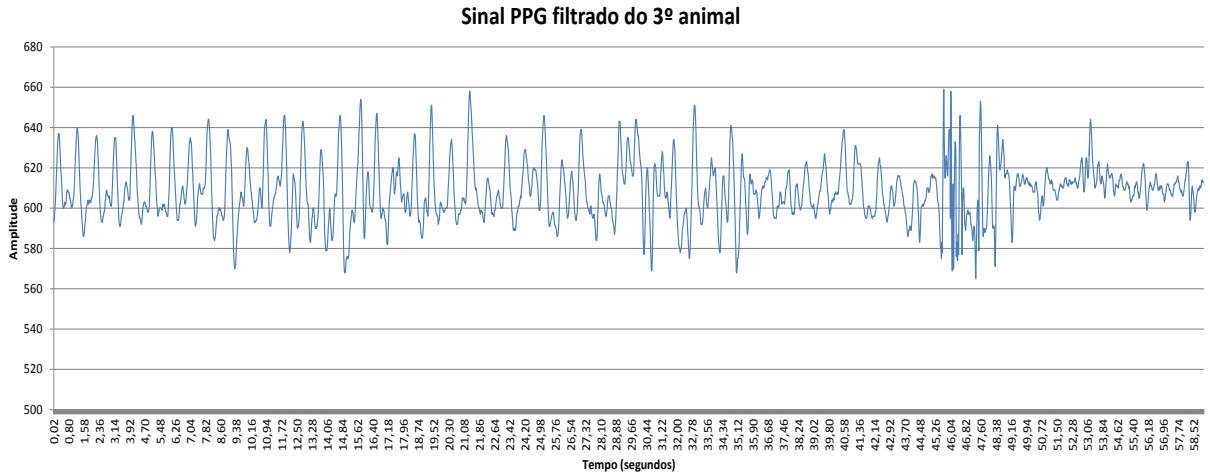


Figura 5.17: Sinal PPG filtrado do 3° animal.

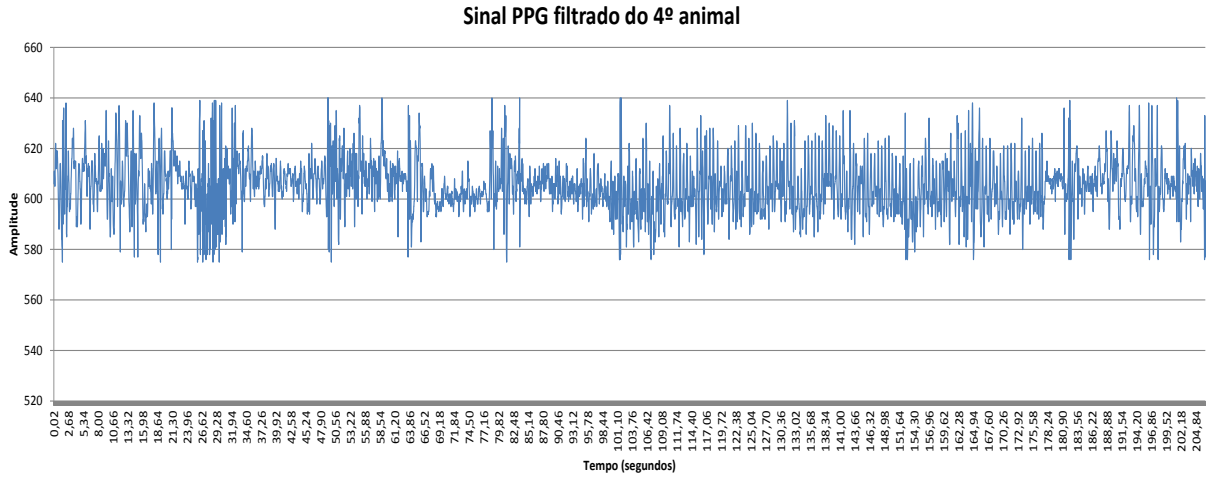


Figura 5.18: Sinal PPG filtrado do 4° animal.

As Figuras 5.15-5.18 apresentam os sinais PPG dos quatro animais após a utilização do filtro. O sinal PPG pós-filtro do 1° animal possui 1841 *samples* em um intervalo de tempo de $36,82$ segundos. O sinal PPG pós-filtro do 2° animal possui 3400 *samples*, em $79,9$ segundos. Já o sinal PPG pós-filtro do 3° animal possui 2951 *samples*, em $59,02$ segundos, e o sinal PPG pós-filtro do 4° animal possui 10324 *samples*, em $206,48$ segundos. Pode-se observar nas figuras que, mesmo após os sinais PPG serem submetidos ao filtro, muitos ruídos persistem, devido a limitação do algoritmo de filtragem. As faixas mínimas e máximas de corte do filtro, para os quatro animais em ordem crescente, são: $595 - 630$, $578 - 640$, $565 - 660$ e $575 - 640$. Nota-se que há uma similaridade entre as amplitudes dos sinais, variando entre 565 à 660, que é a faixa mínima e máxima definida para o terceiro animal. As outras três faixas de corte do filtro para os outros animais estão incluídas entre esses valores.

As Figuras 5.19-5.22 apresentam o resultado gerado pelo Algoritmo 4, após receber com entrada o sinal PPG já filtrado e os pontos de interesse definidos no Algoritmo 3, para cada um dos quatro animais.

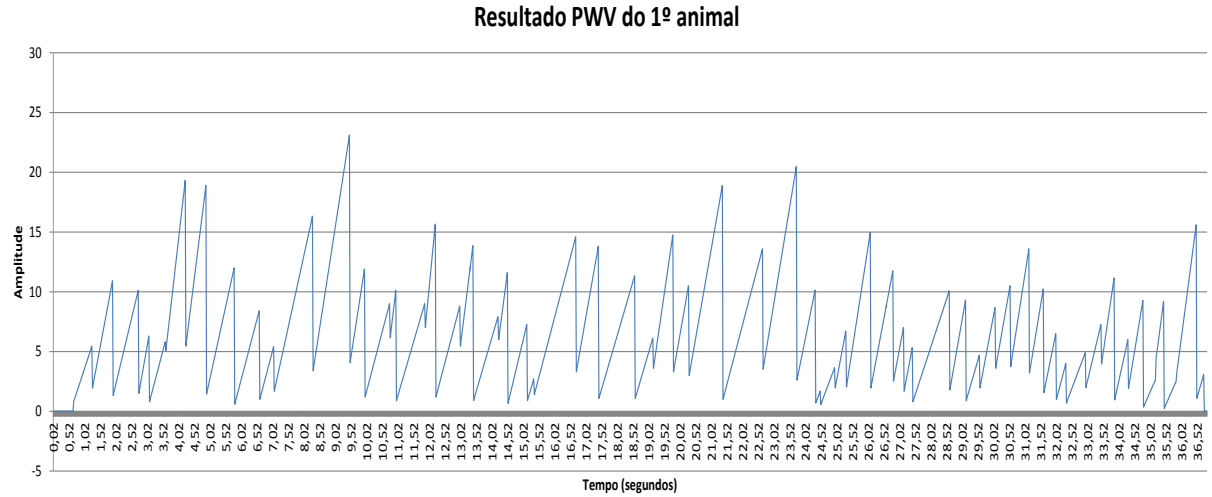


Figura 5.19: Forma de onda PWV do 1° animal.

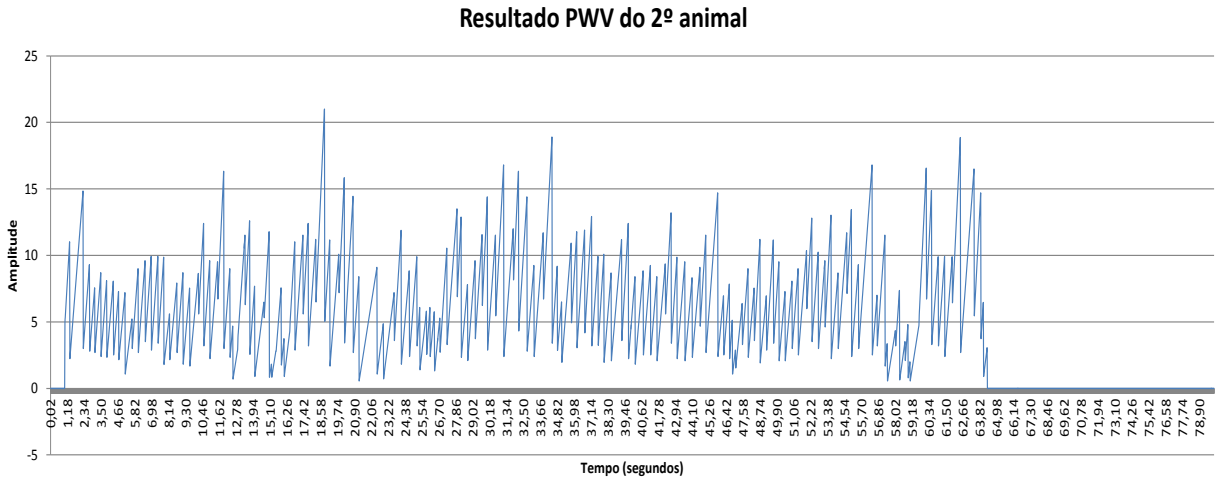


Figura 5.20: Forma de onda PWV do 2° animal.

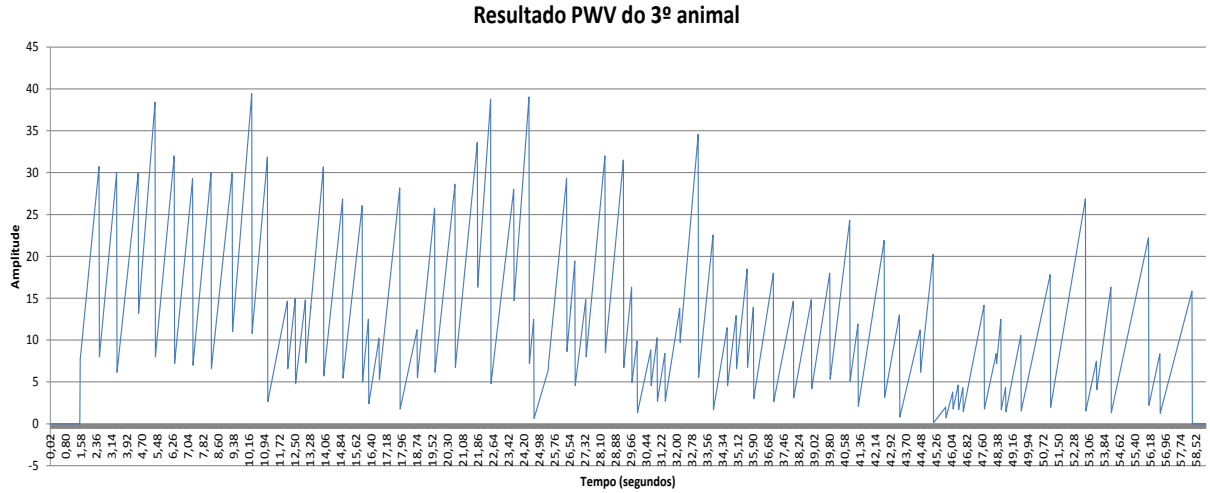


Figura 5.21: Forma de onda PWV do 3° animal.

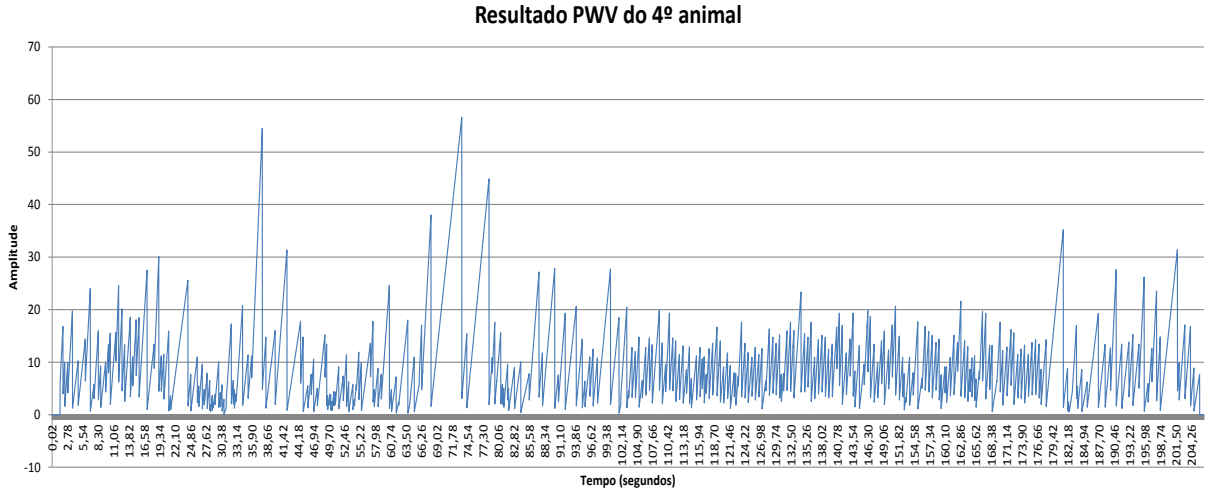


Figura 5.22: Forma de onda PWV do 4° animal.

Em comparação com o cálculo PWV realizado com os *samples* do Capnobase e ilustrado na Figura 5.3, fica evidente que um sinal PPG com ruídos interfere no cálculo PWV. Podemos observar nas Figuras 5.19-5.22, que os picos mais acentuados e que destoam dos demais estão diretamente relacionados no tempo com os *samples* do sinal PPG filtrado (ruídos). Esses ruídos são gerados após o sinal PPG ser filtrado e, por conter ondas PPG com morfologias fora dos padrões, afeta negativamente o Algoritmo 3, que identifica erroneamente os pontos de interesse e, consequentemente, impacta diretamente nos cálculos do Algoritmo 4.

Nas Figuras 5.23-5.26 são apresentadas as formas de ondas derivadas a partir dos picos das ondas PWV dos animais utilizados nos experimentos. A partir dessas formas de onda, identifica-se cada ciclo respiratório para calcular a FR de cada animal. De acordo com os resultados obtidos pelos gráficos da forma de onda PWV, o 1° animal realizou 14 respirações completas em aproximadamente $36,82$ segundos, resultando em $FC = 22,8$. O 2° animal realizou 41 respirações completas em $79,9$ segundos, resultando em $FC = 30,7$. O 3° animal realizou 24 respirações completas em aproximadamente 59 segundos, resultando em $FC = 24,4$. Por fim, o 4° animal realizou 90 respirações completas em $206,48$ segundos, com $FC = 26,1$.

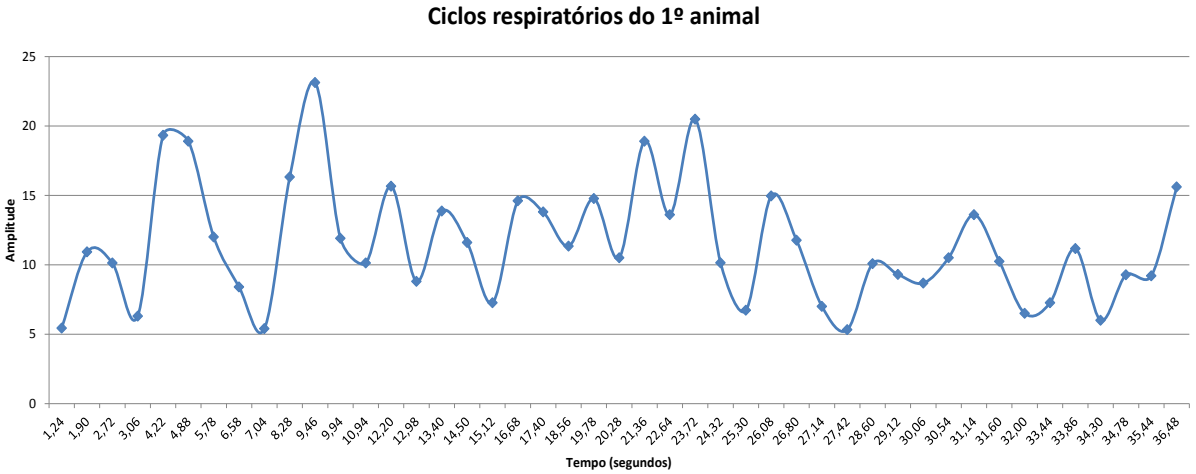


Figura 5.23: Ciclos respiratórios do 1° animal.

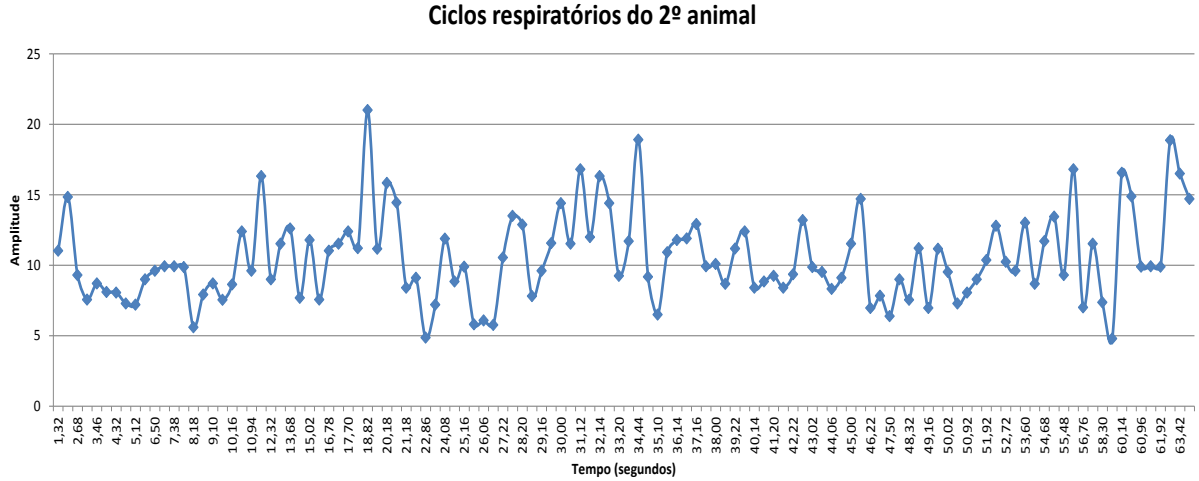


Figura 5.24: Ciclos respiratórios do 2° animal.

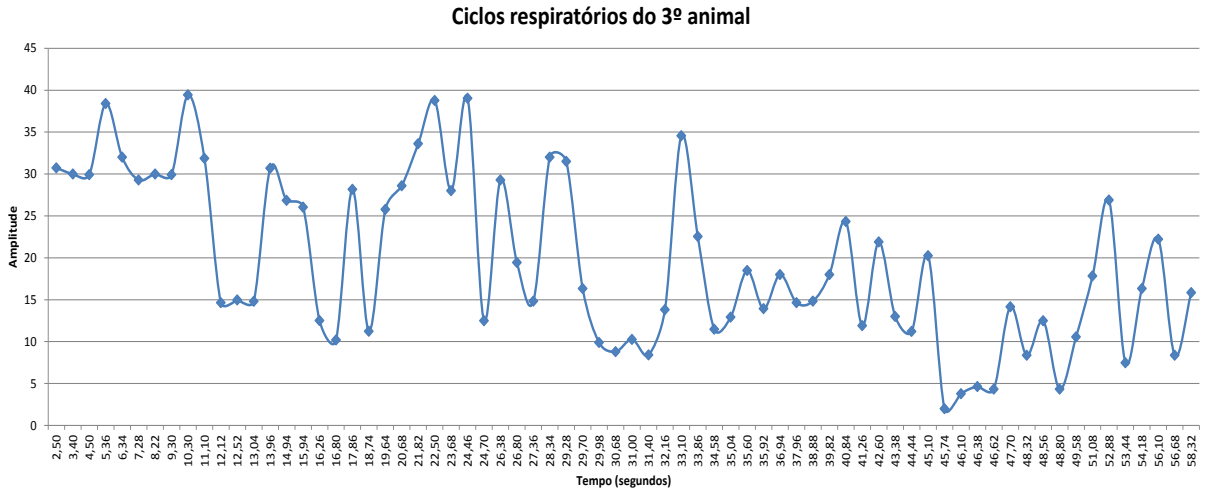


Figura 5.25: Ciclos respiratórios do 3° animal.

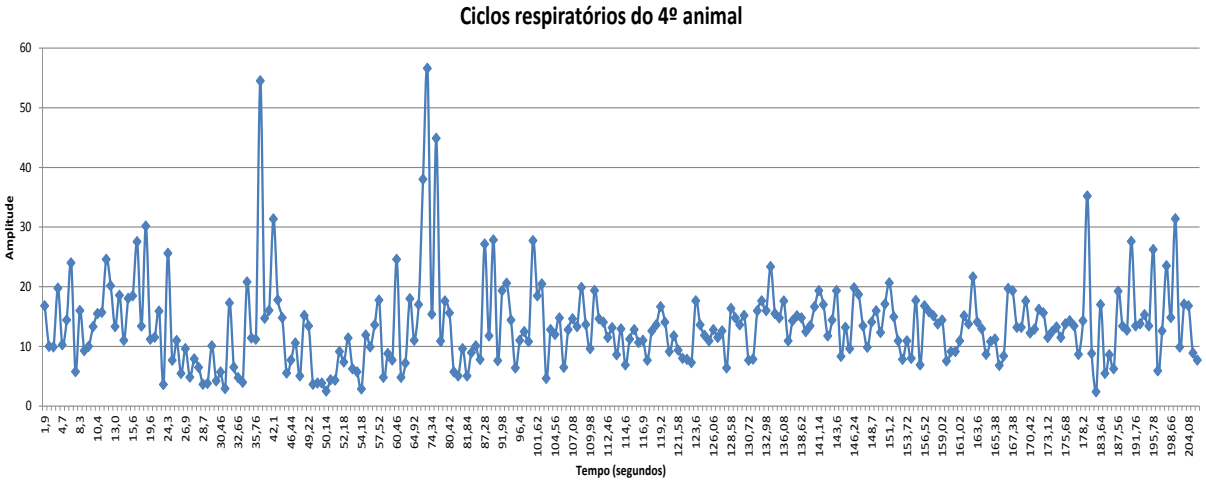


Figura 5.26: Ciclos respiratórios do 4° animal.

Na Tabela 5.2, são apresentadas as características de outros quatro animais, e os resultados das frequências cardíacas e respiratórias derivadas a partir dos sinais PPG. Este experimento foi realizado no dia 22 de setembro de 2015, e não possui informações de frequência cardíaca e respiratória de referência.

	Sexo	**Idade Aproximada**	**Mensuração automática**		**Nº de samples adquiridos**
			FC	FR	
Animal 5	fêmea	3 anos	73,8	34,3	9919 samples
Animal 6	fêmea	5 meses	54,7	34	17676 samples
Animal 7	fêmea	7 meses	73,5	32,5	5940 samples
Animal 8	fêmea	8 meses	78,3	39,7	8877 samples

Tabela 5.2: Dados dos experimentos realizados com 4 animais em 22 de setembro de 2015.

Para que fosse possível realizar uma análise qualitativa sobre os resultados dos algoritmos projetados, decidiu-se calcular o *gap* estatístico comparando a FR de referência com os valores

obtidos pelos algoritmos projetados neste trabalho. O *gap* consiste na diferença percentual entre os valores de referência (100%) e os valores gerados pelo algoritmo. A Tabela 5.3 demonstra os resultados em relação ao experimento realizado no dia 11 de dezembro de 2015.

	Mensuração manual		**Mensuração automática**		***Gap* FR**
	FC	FR	FC	FR	
Animal 1	24	20	38,4	22,8	14%
Animal 2	36	28	90,5	30,7	9,6%
Animal 3	32	28	51,8	24,4	-12,8%
Animal 4	32	24	49	26,1	8,7%

Tabela 5.3: Avaliação qualitativa entre os resultados de frequência cardíaca e respiratória.

Nota-se nos resultados uma diferença considerável entre a FC de referência e a FC dos experimentos realizados, diferença esta causada pelos ruídos presentes nos sinais PPG coletados, impedindo que o Algoritmo 2 tenha uma melhor acurácia. Em relação aos resultados de FR, constatou-se que o erro de acurácia, de acordo com o *gap*, está no intervalo de $\pm 14\%$. Sobre os resultados da FC realizou-se uma análise a partir do desvio padrão entre os resultados de batimentos por minuto para cada animal. O desvio padrão mínimo obtido entre as frequências cardíacas foi de $3,18$ e o máximo de $32,69$.

5.4 Considerações Finais

A estimativa da frequência cardíaca e respiratória em bovinos, estando estes não-sedados e não-contidos, é de considerável importância para garantir o bem-estar animal. Na tentativa de alcançar esse objetivo, algoritmos foram propostos para a derivação dessas variáveis fisiológicas.

Mesmo possuindo referências na literatura de métodos e algoritmos já propostos, certas características dos bovinos exigiram adaptações de conceitos e implementações. Tendo como base a limitação de não ter um hardware específico para o bovino, e de mais referências sobre a metodologia de utilização do oxímetro nesses animais, este capítulo apresentou os experimentos e resultados obtidos, com a utilização dos algoritmos e métodos propostos, para a extração da FC e FR a partir do sinal PPG. O Capítulo 6 apresenta as principais conclusões e resultados obtidos com o desenvolvimento deste trabalho, as dificuldades encontradas, além das propostas de trabalhos futuros.

Capítulo 6

Conclusões

Este trabalho objetivou o desenvolvimento de algoritmos para obtenção de informações fisiológicas sobre frequência cardíaca (FC) e frequência respiratória (FR) em bovinos. Ressalta-se que as propostas existentes para a análise do comportamento animal utilizam, na maioria dos casos, tecnologias proprietárias e utilizadas com animais contidos ou até mesmo sedados. Também não há na literatura uma abordagem ou perspectiva na disponibilidade de ferramentas de software, principalmente livres e abertas.

Para o desenvolvimento do trabalho, alguns requisitos de bem-estar animal foram seguidos, como: o protótipo ser não-invasivo, a capacidade de atuar em animais não-sedados e não-contidos. Além disso, requisitos de projeto também foram levados em consideração, como o tamanho, o peso do protótipo, e a redução do consumo energético. Alguns critérios importantes ainda estão sendo estudados, como o melhor lugar para acoplar o protótipo ao bovino. Lugares como o pescoço e atrás do chifre ou do mocho são os mais propícios.

Na extração da frequência cardíaca e respiratória, utilizou-se o sensor oxímetro pois, além das vantagens abordadas no Capítulo 3, é uma técnica óptica não invasiva e de baixo custo, capaz de registrar de maneira contínua a intensidade de luz dispersa de uma fonte pelo tecido do animal, e coletada por um fotodetector. Além do oxímetro, outros sensores e hardwares embarcados foram utilizados no protótipo, no âmbito de outros trabalhos dentro do grupo de pesquisa.

Considerou-se para a extração da FC, que o sinal do pulso cardíaco oriundo do coração é uma flutuação análoga na tensão, e possui uma forma de onda previsível. Assim, o objetivo do Algoritmo 2 é encontrar os momentos sucessivos dos batimentos cardíacos instantâneos e calcular o tempo entre esses batimentos. O acúmulo desses tempo dividido pelo intervalo de referência possibilita obter obter a FC instântanea.

Já a extração da FR ocorreu utilizando a técnica de reflectância e o método PWV. A escolha do método PWV justifica-se pelos resultados apresentados no trabalho [50], onde realizou-se experimentos e avaliações entre os métodos PWV, PAV e PRV. Esse método considera a existência de um mecanismo para fornecer os pontos de interesse para análise da forma de onda PPG. Assim, um algoritmo para identificação dos pontos de interesse foi projetado e implementado. Devido à presença de ruídos no sinal PPG que distorciam a forma de onda, houve a necessidade de desenvolver um algoritmo de filtragem do sinal PPG.

De acordo com os resultados obtidos e apresentados no Capítulo 5, pôde-se perceber que os algoritmos desenvolvidos, tendo como entrada os sinais PPG de seres humanos, apresentam bons resultados, tanto para a derivação da FC quanto para a FR. Já os resultados alcançados tendo como entrada os sinais PPG de bovinos, apresentam resultados satisfatórios considerando a qualidade do sinal PPG obtido por meio do sensor oxímetro. Observa-se que os resultados dos algoritmos para a derivação da FC possuem uma diferença significativa em relação aos dados de referência (desvio padrão de até $32,69$), dado que o Algoritmo 2 não está preparado para trabalhar com sinais PPG que apresentam muitos ruídos. Em relação ao resultado do Algoritmo 4, comparado aos dados de referência, apresenta-se promissor para uma estimativa da FR em bovinos (diferença de $\pm 14\%$).

Ressalta-se que outras questões técnicas como a pelagem do animal, pigmentação e espessura da pele, espessura dos vasos sanguíneos e outros, devem ser pesquisados para melhores conclusões e impactos sobre os resultados com a técnica de fotopletismografia.

6.1 Contribuições do trabalho desenvolvido

O fato deste trabalho tratar da aquisição, tratamento e processamento de sinais fisiológicos em bovinos, de forma não invasiva e estando os animais livres para circulação, pode ser visto como uma das principais contribuições, uma vez que há poucos trabalhos encontrados na literatura que tratam dessas questões, principalmente no que concerne à estimativa da FR. De forma geral, outras contribuições deste trabalho são elencadas a seguir:

- Adequação da metodologia desenvolvida para o uso do sinal PPG em seres humanos, para o uso com sinal PPG de bovinos;
- Desenvolvimento de algoritmos de filtragem e derivação da FR por meio do sinal PPG;
- Realização de experimentos com sinais PPG de seres humanos e bovinos, demonstrando a similaridade existente entre os sistemas circulatórios e respiratórios destes, por meio da morfologia do sinal fotopletismográfico;
- Validação dos algoritmos descritos na Seção 4.3;
- Ratificação das conclusões obtidas em outros trabalhos da literatura, que utilizam o sinal PPG para a derivação da frequência cardíaca e respiratória, além de outras variáveis fisiológicas;
- Depósito de patente, envolvendo os algoritmos aqui projetados, junto ao Instituto Nacional da Propriedade Industrial (INPI), intitulada "EQUIPAMENTO, MÉTODO E SISTEMA NÃO INTRUSIVOS DE MONITORAMENTO DE SINAIS FISIOLÓGICOS DE ANIMAIS E PARÂMETROS AMBIENTAIS". Número do registro: BR10201600222, data de depósito: 20/01/2016.

6.2 Dificuldades encontradas

O esforço em unir aspectos da teoria (compreensão do comportamento do sinal PPG, modelagem matemática para extração de frequência respiratória e definições, especificações e metodologias para aplicação dos algoritmos) e prática (implementação, validação e experimentos) pode ser encarado como uma dificuldade inerente a este trabalho. Em muitos materiais da literatura deste projeto, que é intrinsecamente multidisciplinar, é difícil alcançar a correta compreensão de pontos fundamentais para a realização do trabalho, como a fisiologia humana e bovina, além do próprio tratamento dos sinais capturados.

De forma mais específica, durante a fase de coleta de dados (experimentos) e implementação dos algoritmos, algumas dificuldades técnicas foram encontradas, tais como:

- **Sensor utilizado no projeto**: este item foi explicado no Capítulo 5, e que possui relevância nas dificuldades encontradas, pois o atual sensor oxímetro utilizado é de uso em seres humanos. Além disso, também ressalta-se a dificuldade em encontrar um ponto específico e comum nos animais para a colocação do sensor oxímetro, e que forneça um sinal PPG com qualidade semelhante entre todos;
- **Coleta do sinal PPG em bovinos**: para a realização da coleta do sinal PPG em bovinos foi necessário o deslocamento do grupo de pesquisa para os locais onde os animais se encontravam, sendo estes lugares distantes, limitando desse modo a realização dos experimentos;
- **Implementação dos algoritmos**: os algoritmos foram desenvolvidos utilizando a ferramenta matemática para engenharia, denominada MATLAB, que de fato auxiliou a implementação do método PWV. Dada à complexidade do método, o desenvolvimento do algoritmo de derivação de FR exigiu bastante tempo.

6.3 Propostas para trabalhos futuros

Tendo como base a utilização do sensor oxímetro para a captura do sinal PPG em bovinos, com a finalidade de, a partir desse sinal derivar tanto a FC quanto a FR, este trabalho pode ser considerado pioneiro dentro do grupo de Tecnologias Computacionais para Agricultura e Pecuária, uma vez que outros trabalhos da literatura anteriores a este, abordando a utilização do sensor oxímetro em bovinos, visavam principalmente mensurar a saturação de oxigênio no sangue e a FC.

Essa inovação trouxe a possibilidade de gerar novas pesquisas que podem contribuir para a área da pecuária de precisão, monitoramento de cavalos, medicina veterinária, entre outras. Dessa forma, algumas sugestões para realização de trabalhos futuros são:

- Realização de experimentos e testes com os métodos PAV e PRV. Com esta validação, tem-se a possibilidade de implementação de um modelo que utilize os três métodos - PWV, PAV, PRV - em conjunto para uma estimativa mais robusta e precisa da frequência respiratória;

- Implementação de um filtro que identifique com maior exatidão se uma forma de onda PPG preenche todos os requisitos para ser validade e considerada, mesmo estando dentro de uma determinada faixa de frequência preestabelecida, mas que contenha ruídos que impossibilite a identificação correta dos pontos de interesse necessários;
- Desenvolvimento de um banco de dados que contenha dados de referência de bovinos, como sinal respiratório, saturação de oxigênio no sangue, frequência cardíaca e sinal PPG.

Referências Bibliográficas

[1] C. M. Wathes. Precision livestock farming for animal health, welfare and production. *Sustainable Animal Production: The Challenges and Potential Developments for Professional Farming*, pages 411–420, 2009.

[2] S. Warren, L. Nagl, R. Schmitz, J. Yao, T. Hildreth, H. Erickson, D. Poole, and D. Andresen. A distributed infrastructure for veterinary telemedicine. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2003. Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE*, volume 2, pages 1394–1397. IEEE, 2003.

[3] A. Martinez, S. Schoenig, D. Andresen, and S. Warren. Ingestible pill for heart rate and core temperature measurement in cattle. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS '06. 28th Annual International Conference of the IEEE*, pages 3190–3193. IEEE, 2006.

[4] S. A. F. Soares. Rede de sensores sem fio (rssf) para localização e monitoramento de pequenos ruminantes, 2012. Trabalho de Conclusão de Curso. Universidade Federal do Vale do São Francisco - UNIVASF. Campus Juazeiro - BA.

[5] R. A. Eigenberg, T. M. Brown-Brandl, and J. A. Nienaber. Sensors for dynamic physiological measurements. *Comput. Electron. Agric.*, 62(1):41–47, June 2008.

[6] R. A. Eigenberg, G. L. Hanhn, J. A. Nienaber, T. M. Brown-Brandl, and D. E. Spiers. Development of a new respiration rate monitor for cattle. *Transactions of the American Society of Agricultural Engineers*, 43(3):723–728, 2000.

[7] D. J. Meredith, D. Clifton, P. Charlton, J. Brooks, C. W. Pugh, and L. Tarassenko. Photoplethysmographic derivation of respiratory rate: a review of relevant physiology. *Journal of Medical Engineering & Technology*, pages 1–7, 2011.

[8] W. Karlen, S. Raman, J. M. Ansermino, and G. A. Dumont. Multiparameter respiratory rate estimation from the photoplethysmogram. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 60(7):1946–1953, 2013.

[9] J. T. Fox and M. F. Spire. Near infrared spectroscopy as a potential method to detect bovine respiratory disease. In *Agricultural Experiment Station and Cooperative Extension Service*, 2004.

[10] T. M. Banhazi and J. L. Black. Precision livestock farming: a suite of electronic systems to ensure the application of best practice management on livestock farms. *Australian Journal of Multi-disciplinary Engineering*, 7(1):1–14, 2009.

[11] D. M. Broom and C. F. M. Molento. Bem-estar animal: conceito e questões relacionadas - revisão. *Archives of Veterinary Science*, 9:1–11, 2004.

[12] D. M. Broom. Animal welfare: concepts and measurement. *Journal of Animal Science*, 68:4167–4175, 1991.

[13] L. C. P. Machado Filho. Bem–estar de suínos e qualidade da carne: uma visão brasileira. *1a Conferência Internacional Virtual sobre Qualidade de Carne Suína*, 2000.

[14] F. V. Alves. *O Componente Animal em Sistemas de Produção em Integração. In: Bungenstab, D.J. (ED). Sistemas de Integração Lavoura-Pecuária-Floresta: A Produção Sustentável*. Embrapa, Brasília, 2012.

[15] J. L. Albright. Nutrition, feeding and calves: feeding behavior of dairy cattle. *Journal of Dairy Science*, 76:485–498, 1993.

[16] F. D. Glaser. *Aspectos comportamentais de bovinos das raças Angus, Caracu e Nelore a pasto frente à disponibilidade de recursos de sombra e água para imersão*. PhD thesis, Universidade de São Paulo (USP), Pirassununga, 2008., 2008.

[17] J. K. Blackshaw and A. W. Blackshaw. Heat stress in cattle and the effect of shade on production and behaviour: a review. *Australian Journal of Experimental Agriculture*, 34:285–295, 1994.

[18] L. C. Balbino, A. N. Kichel, D. J. Bungenstab, and R. G. de Almeida. *Sistemas de integração: o que são, suas vantagens e limitações. In: BUNGENSTAB, D. Sistemas de integração a produção sustentável: integração lavoura-pecuária-floresta (iLPF)*. 2014.

[19] B. Prathyusha, T. S. Rao, and D. Asha. Extraction of respiratory rate from ppg signals using pca and emd. *International Journal Of Research In Engineering And Technology - IJRET*, 1:164–184, 2012.

[20] N. Samson, S. Dumont, M. L. Specq, and J. P. Praud. Radio telemetry devices to monitor breathing in non-sedated animals. *Respiratory Physiology e Neurobiology*, 179(2–3):111 – 118, 2011.

[21] J. Coghe, C. Uystepruyst, F. Bureau, and P. Lekeux. Non-invasive assessment of arterial haemoglobin oxygen saturation in cattle by pulse oximetry. *The Veterinary Record*, 2009.

[22] R. Masiero. *Rssi Based Tracking Algorithms For Wireless Sensor Networks: Theoretical Aspects And Performance Evaluation*. PhD thesis, Corso di Laurea Specialistica in Ingegneria delle Telecomunicazioni A.A., 2007.

[23] M. Janzekovic, J. Prisenk, B. Mursec, P. Vindis, D. Stajnko, and F. Cus. The art equipment for measuring the horse's heart rate. *JAMME – Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering*, 2010.

[24] G. Marchesi. *Improving animal welfare, animal production quality and food safety with advanced sensor systems*. PhD thesis, Università degli Studi di Milano, 2012.

[25] P. S. Addison, J. N. Watson, M. L. Mestek, and R. S. Mecca. Developing an algorithm for pulse oximetry derived respiratory rate (rroxi): a healthy volunteer study. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 26:45–51, 2012.

[26] C. Marin. Sistema ubíquo em bovinos para aquisição e processamento de variáveis fisiológicas e ambientais, 2015. Qualificação de mestrado. Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, Faculdade de Computação - FACOM. Campo Grande - MS.

[27] T. M. Banhazi, L. Babinszky, V. Halas, and M. Tscharke. Precision livestock farming: Precision feeding technologies and sustainable animal production. *International Journal on Agriculture & Biology Engineering*, (4), 2012.

[28] J. M. Kim, K. Arakawa, K. T. Benson, and D. K. Fox. Pulse oximetry and circulatory kinetics associated with pulse volume amplitude measured by photoelectric plethysmography. *Anesthesia & Analgesia*, pages 1333–1339, 1986.

[29] C. Secker and P. Spiers. Accuracy of pulse oximetry in patients with low systemic vascular resistance. *Anesthesia*, pages 127–130, 1997.

[30] J. C. Dorlas, J. A. Nijboer, W. T. Butijn, G. M. van der Hoeven, J. J. Settels, and K. H. Wesseling. Effects of peripheral vasoconstriction on the blood pressure in the finger, measured continuously by a new non-invasive method (the finapres). *Anesthesiology*, pages 342–345, 1985.

[31] P. D. Mannheimer. The light-tissue interaction of pulse oximetry. *Anesthesia & Analgesia*, 105(6S):S10–S17, 2007.

[32] A. V. Challoner. *Photoelectric Plethysmograph. Non-invasive Physiological Measurements*. London: Academic Press, 1988.

[33] K. R. Visser, R. Lamberts, H. H. Korsten, and W. G. Zijlstra. Observations on blood flow related electrical impedance changes in rigid tubes. *Pflügers Archiv*, pages 289–291, 1976.

[34] K. H. Shelley, D. H. Jablonka, A. A. Awad, R. G. Stout, H. Rezkanna, and D. G. Silverman. What is the best site for measuring the effect of ventilation on the pulse oximeter waveform? *Anesthesia & Analgesia*, pages 372–377, 2006.

[35] D. Mendes Neto. Sistema circulatório: semiologia do sistema circulatório de equinos e ruminantes. In *In: Feitosa F.L.F. (Ed.), Semiologia Veterinária, a arte do diagnóstico: cães, gatos, equinos, ruminantes e silvestres*, pages 201–245. Roca, 2008.

[36] D. A. F. Martín and E. G. Herrando. Estimación y evaluación de la señal respiratoria a partir de la señal fotopletismográfica de pulso, señal de presión arterial y señal electrocardiográfica. 2010.

[37] A. Reisner, Shaltis P. A., D. McCombie, and H. H. Asada. Utility of the photoplethysmogram in circulatory monitoring. *American Society of Anesthesiology*, (5):950–958, 2008.

[38] F. de O. de Araújo. Infraestrutura de hardware e software para monitoramento de batimentos cardíacos em bovinos de corte, 2014. Trabalho de Conclusão de Curso. Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, Faculdade de Engenharias, Arquitetura e Urbanismo e Geografia - FAENG - Curso de Engenharia Elétrica. Campo Grande - MS.

[39] M. Nitzan, I. Faib, and H. Friedman. Respiration-induced changes in tissue blood volume distal to occluded artery, measured by photoplethysmography. *Journal of Biomedical Optics*, pages 040–06, 2006.

[40] A. Babchenko, E. Davidson, Y. Ginosar, V. Kurz, I. Faib, D. Adler, and M. Nitzan. Photoplethysmographic measurement of changes in total and pulsatile tissue blood volume, following sympathetic blockade. *Physiological Measurement*, pages 389–396, 2001.

[41] B. Khanokh, Y. Slovik, D. Landau, and M. Nitzan. Sympathetically induced spontaneous fluctuations of the photoplethysmographic signal. *Medical & Biological Engineering & Computing*, pages 80–85, 2004.

[42] C. Julien. The enigma of mayer waves: Facts and models. *Cardiovascular Research*, pages 12–21, 2006.

[43] P. D. Larsen, M. Harty, M. Thiruchelvam, and D. C. Galletly. Spectral analysis of ac and dc components of the pulse photoplethysmograph at rest and during induction of anaesthesia. *International Journal of Clinical Monitoring and Computing*, pages 89–95, 1997.

[44] K. V. Madhav, M. R. Ram, E. H. Krishna, and Reddy K. A. On the extraction of respiratory activity from photoplethysmographic signals. *ASECI-2010*, pages 367–370, 2010.

[45] Ki H. Chon, S. Dash, and K. Ju. Estimation of respiratory rate from photoplethysmogam data using time-frequency spectral estimation. *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, 56(8):2054–2063, 2009.

[46] S. Dash, K. H. Shelley, D. G. Silverman, and Ki H. Chon. Estimation of respiratory rate from ecg, photoplethysmogram, and piezoelectric pulse transducer signals: A comparative study of time-frequency methods. *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, 57(5):1099–1107, 2010.

[47] L. G. Lindberg, H. Ugnell, and P. A. Oberg. Monitoring of respiratory and heart rates using a fibre-optic sensor. *Medical Biological Engineering Computing*, (5):533–537, 1992.

[48] S. R. Dumpala, S. N. Reddy, and S. K. Sarna. An algorithm for the detection of peaks in biological signals. *Computer Programs in Biomedicine*, 14(3):249–256, 1982.

[49] J. Lazaro, E. Gil, R. Bailon, and P. Laguna. Deriving respiration from the pulse photoplethysmographic signal. In *Computing in Cardiology, 2011*, pages 713–716, Sept 2011.

[50] J. Lázaro, E. Gil, R.l Bailón, A. Mincholé, and P. Laguna. Deriving respiration from photoplethysmographic pulse width. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 51(1-2):233–242, 2013.

[51] J. Lázaro, E. Gil, and P. Laguna. *Estimación de la respiración mediante las señales PPG, ECG, y BP*. Editorial Académica Española, 2012.

[52] ATMEL Inc. *Atmel 8-bit Microcontroller with 128K Bytes In-System Programmable Flash*, 2009. 8059D–AVR–11/2009.

[53] W. Karlen, M. Turner, E. Cooke, G. Dumont, and J. M. Ansermino. Capnobase: Signal database and tools to collect, share and annotate respiratory signals. In *Annual Meeting of the Society for Technology in Anesthesia (STA)*, West Palm Beach, 2010.