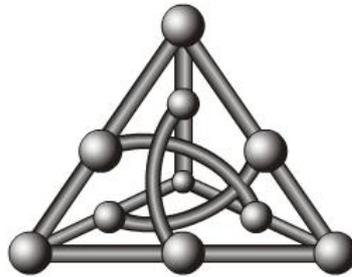

Plataforma Eletrônica para Aquisição de Sinais Fisiológicos de Bovinos a Pasto

FACOM
Faculdade de Computação
Universidade Federal de Mato Grosso do Sul



Ricardo Espindola de Aguiar

Orientação: Prof. Dr. Ricardo Ribeiro dos Santos

Coorientação: Dr. Davi José Bungenstab

Área de Concentração: Tecnologias Computacionais para
Agricultura e Pecuária

02 de Setembro de 2022

Plataforma Eletrônica para Aquisição de Sinais Fisiológicos de Bovinos a Pasto

Ricardo Espindola de Aguiar

Dissertação apresentada à Faculdade de Computação (FACOM) da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul (UFMS) como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Computação Aplicada.

Banca Examinadora:

- Prof. Dr. Ricardo Ribeiro dos Santos (FACOM/UFMS) - Orientador
- Dr. Davi José Bungenstab (EMBRAPA-GC) - Coorientador
- Dr. Camilo Carromeu (EMBRAPA-GC)
- Prof. Dr. Fábio Iaione (FACOM/UFMS)

02 de Setembro de 2022

À minha mãe, Solange (in memoriam).

Agradecimentos

A Deus por ter me dado saúde, força e sabedoria para superar os problemas encontrados.

A minha esposa, Viviane, pela paciência, amor e cuidado e por me incentivar a evoluir sempre.

Ao meus pais, Reginaldo e Solange (in memoriam), por todo o apoio e incentivo que me proporcionaram desde sempre, permitindo que me dedicasse totalmente aos estudos.

A minha vó, irmãs e sobrinhos que sempre torceram por mim.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Ricardo Santos, pela parceria, tempo dedicado, paciência e todo o auxílio prestado durante o desenvolvimento do trabalho.

Ao meu coorientador, Dr. Davi Bungenstab, pela parceria e ensinamentos.

Ao Prof. Dr. Fábio Iaione e ao Dr. Camilo Carromeu, por terem aceitado participar da banca e pelas valiosas contribuições para o trabalho.

Aos professores da FACOM pelos conhecimentos transmitidos.

A todos os integrantes da Embrapa Gado de Corte que nos ajudaram no desenvolvimento dos experimentos e na elaboração do projeto.

A todos os integrantes da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia (FAMEZ) e da Fazenda escola da UFMS que nos ajudaram nos experimentos.

Aos colaboradores da Indext que acompanharam e auxiliaram no de-

envolvimento do projeto.

Aos amigos do LSCAD que de alguma forma contribuíram para a realização deste trabalho.

Resumo

O mercado global de produção animal está cada vez mais exigente, inclusive com requisitos de sustentabilidade e bem-estar animal. Alterações fisiológicas como o aumento da frequência cardíaca ou temperatura corporal podem evidenciar um bem-estar precário ou até mesmo um estado pré-patológico e, como consequência, afetar a produção animal. A partir de um protótipo de dispositivo para monitoramento de sinais fisiológicos de bovinos, este trabalho desenvolveu uma plataforma de monitoramento animal que utiliza o dispositivo automatizado e não invasivo para coleta de sinais fotopletimográficos e dados de temperatura cutânea e radiação ultravioleta. Essa plataforma captura sinais fisiológicos periodicamente, aplica técnicas de filtragem de ruídos sobre esses sinais e os envia para uma estação base. Esta, por sua vez, envia os dados para a plataforma em nuvem, onde algoritmos para cálculos de parâmetros fisiológicos como frequência cardíaca e respiratória são executados e os dados resultantes podem ser visualizados por sistema WEB. Experimentos com animais em diferentes condições foram realizados onde pode-se observar a melhoria da qualidade do sinal coletado dos animais, após aplicar os algoritmos de filtragem de ruídos. Os experimentos também revelaram que a região da nuca do animal apresenta-se como um local válido para utilização de equipamentos de monitoramento que possibilitam a utilização contínua e não-invasiva nos animais.

Abstract

The animal production global market is increasingly demanding, including sustainability and animal welfare requirements. Physiological changes such as increased heart rate or body temperature may show poor welfare or even characterize pre-pathological health state. This work focuses on the development of a animal's monitoring platform. The platform has a non-invasive device (sensor and electronic circuits set) to collect photoplethysmographic signals and skin temperature and ultraviolet radiation data. After collecting the physiological signals, digital signal filters are applied to extract out noises. The filtered data are sent to a base station and then to a cloud platform where algorithms for heart beat and respiratory rates estimates are applied on the data. Experiments were designed so that the platform was evaluated on animals under different sensor positions (neck, forehead, and nape) and animal's conditions. The experiments show that the signals are improved after applying the filtering algorithms. Another interesting finding is that the nape neck has shown to be a suitable position to collect physiologic (photoplethysmographic) signals and to keep the electronic platform for long-run and non-invasive experiments.

Sumário

Lista de Figuras	11
Lista de Tabelas	13
1 Introdução	14
2 Referencial Teórico	17
2.1 Fotopletismografia	17
2.2 Sensor de Oximetria	18
2.3 Aplicações da Técnica Fotopletismográfica	20
2.3.1 Saturação de Oxigênio do Sangue	20
2.3.2 Frequência Cardíaca	21
2.3.3 Frequência Respiratória	21
2.3.4 Pressão Arterial	23
2.4 Aquisição de Dados Fotopletismográficos em Bovinos	23
2.5 Considerações Finais	25
3 Filtragem e Redução de Ruídos em Sinais	27
3.1 Processamento de Sinais	27

3.2	Filtragem	28
3.3	Amostragem	33
3.4	Ruído	34
3.5	Considerações Finais	36
4	Trabalhos Relacionados	37
4.1	Posicionamento de Sensores em Animais	37
4.2	Filtragem e Extração de Ruídos do Sinal PPG	43
4.3	Considerações Finais	46
5	Plataforma Eletrônica de Monitoramento Bovino	48
5.1	Subsistema de Captação de Sinais Fisiológicos e Ambientais	50
5.2	Subsistema de Recepção de Dados	52
5.3	Subsistema de Armazenamento, Tratamento e Apresentação das Informações	53
5.4	Encapsulamento do Dispositivo	55
5.5	Considerações Finais	56
6	Experimentos e Resultados	57
6.1	Metodologia	57
6.2	Filtragem do Sinal e Cálculo dos Parâmetros Fisiológicos	59
6.3	Experimentos com Sensor Posicionado no Pescoço	61
6.4	Experimentos com Sensor Posicionado na Testa	63
6.5	Experimentos com Sensor Posicionado na Nuca	66
6.6	Considerações Finais	68

7 Conclusões e Trabalhos Futuros	69
Referências Bibliográficas	72

Lista de Figuras

2.1	Variação da atenuação da luz e formação da onda PPG [40].	18
2.2	Métodos de obtenção do sinal fotopletismográfico por transmissão e reflectância [40].	18
2.3	Pontos de interesse do sinal PPG.	22
2.4	Modulações no sinal PPG [14].	22
2.5	Nó dicrótico e regiões de sístole e diástole do sinal PPG [37].	24
2.6	Localização de veias e artérias de bovinos [2].	25
3.1	Comportamento dos filtros [22].	29
3.2	Resposta em frequência do filtro <i>Butterworth</i> [28].	30
3.3	Circuito do filtro <i>Butterworth</i> na topologia <i>Sallen-key</i>	30
3.4	Resposta em frequência do filtro <i>Chebyshev</i> [28].	31
3.5	Resposta em frequência do filtro de <i>Cauer</i> [28].	32
3.6	Sinal analógico e amostras no intervalo de tempo T [29].	34
4.1	Locais de posicionamento das soluções de monitoramento bovino: (1) brinco na orelha, (2) sensores no cabresto, (3) colar no pescoço, (4) bolus no rúmen-retículo, (5) pedômetro na perna, (6) sensor na cauda, (7) injeção de cauda e (8) bolus vaginal. [6].	38
4.2	Posicionamento dos sensores nos animais.	39

4.3	Posicionamento dos sensores de oximetria.	41
4.4	Diagrama de blocos da filtragem com AS-LMS [30].	44
4.5	Diagrama de blocos da filtragem com cICA-LMS [27].	45
5.1	Utilização da BEP.	49
5.2	Diagrama de blocos dos subsistemas da plataforma.	50
5.3	Fluxograma das funcionalidades do dispositivo.	51
5.4	Fluxograma das funcionalidades da estação base.	53
5.5	Fluxograma da API.	54
5.6	Softwares: a) Sistema WEB e b) Aplicativo para <i>smartphones</i>	55
5.7	Projeto do encapsulamento e equipamento com sensor oxímetro e proteção de metal.	56
6.1	Equipamento de referência para validação dos experimentos.	59
6.2	Sinal original (<i>Raw</i>) filtrado com <i>Butterworth</i> e <i>Chebyshev II</i>	60
6.3	Experimentos com o sensor oxímetro no pescoço.	61
6.4	Artéria carótida comum no pescoço [5].	62
6.5	Experimentos com o sensor oxímetro na testa.	64
6.6	Artérias da cabeça de bovinos [5].	65
6.7	Experimentos com o sensor oxímetro na região atrás do chifre.	67

Lista de Tabelas

4.1	Síntese dos trabalhos de sensoriamento bovino	42
4.2	Síntese dos trabalhos de filtragem e redução de ruídos	47
6.1	Animais utilizados nos experimentos	58
6.2	Frequência cardíaca das amostras coletadas no pescoço (BPM)	62
6.3	Frequência cardíaca das amostras coletadas na testa (BPM) .	64
6.4	Frequência cardíaca das amostras coletadas na nuca (BPM) .	67

Capítulo 1

Introdução

Os requisitos do mercado global de produção animal são de produtos seguros, uniformes, baratos e que considerem a sustentabilidade ambiental e bem-estar dos animais [1]. Assim, são necessários aperfeiçoamentos na gestão da atividade pecuária, pois as melhores práticas de processos de gestão nem sempre são implementadas para cumprir com as demandas do mercado.

Sistemas de produção pecuária automatizados e baseados em informação permitem que o melhor do conhecimento disponível seja prontamente implementado nas fazendas. As tecnologias desses sistemas de produção fazem parte do *Precision Livestock Farming* (PLF), ou pecuária de precisão, que segundo Wathes et al. [45] consiste na aplicação dos princípios e técnicas de engenharia de controle de processos na criação de gado para monitorar, modelar e gerenciar a produção animal. O PLF é composto por um sistema de sensoriamento sobre as respostas dos processos de forma a alimentar o controlador dos processos; um modelo matemático que realiza a predição dinâmica das saídas mediante as condições das entradas; um valor de referência (alvo ou trajetória) para as saídas dos processos controlados; e um controlador com atuadores para as entradas do processo. Tecnologias PLF englobam métodos para monitorar elementos críticos do sistema, analisar as informações coletadas e processos de controle para garantir uma eficiência ótima no uso de recursos e na produtividade animal. Esses sistemas automatizados possibilitam a melhoria contínua da eficiência da produção pecuária. Entretanto, alguns dos componentes dos sistema de PLF precisam de mais pesquisa e desenvolvimento pois ainda não se encontram aptos para serem implementados.

O bem-estar do animal é um dos processos-alvo da PLF e pode ser definido como o seu estado em relação às suas tentativas de adaptar-se ao meio ambiente. Informações fisiológicas como aumento da frequência cardíaca ou resposta imunológica reduzida podem evidenciar um bem-estar precário, embora essas alterações também possam indicar estado pré-patológico [4].

O grupo de pesquisa do Laboratório de Sistemas Computacionais de Alto Desempenho (LSCAD) em conjunto com pesquisadores da Embrapa Gado de Corte desenvolveu um protótipo de dispositivo de monitoramento animal, chamado de BEP (*Bovine Electronic Platform*) [34], com enfoque destacado na aquisição de sinais fisiológicos de bovinos, a partir da técnica de fotopleitismografia. Experimentos e testes sobre o protótipo identificaram lacunas que devem ser resolvidas para a utilização comercial da solução, que são a qualidade do sinal fotopleitismográfico adquirido pelo sensor oxímetro e o uso contínuo pelos animais a pasto.

Diante dessas lacunas, este trabalho em nível de mestrado objetiva a evolução tecnológica do dispositivo para o monitoramento fisiológico de bovinos. Especificamente, neste trabalho apresenta-se uma extensão funcional desse dispositivo com ênfase no posicionamento do sensor oxímetro no animal e na qualidade do sinal fisiológico adquirido. Nesse sentido, enfoque de desenvolvimento foi aplicado na pesquisa e utilização de técnicas (filtros digitais) para redução de ruídos do sinal. Adicionalmente, projetos experimentais mais abrangentes visando validar e avaliar o impacto de utilização dessas técnicas em diferentes condições (animais sedados, contidos e livres a pasto) e locais (pescoço, testa e nuca) no corpo dos animais para coleta dos dados foram realizados. Os resultados obtidos permitiram demonstrar não apenas a viabilidade na utilização das técnicas de extração de ruídos mas, principalmente, os benefícios gerados com relação a qualidade do sinal e acurácia das informações fisiológicas geradas a partir do dispositivo.

Assim, este texto de dissertação de Mestrado está organizado da seguinte forma:

- No Capítulo 2 é apresentado o referencial teórico do trabalho, baseado nos conceitos de fotopleitismografia;
- As técnicas de processamento de sinais são detalhadas no Capítulo 3;
- O Capítulo 4 trata sobre os trabalhos relacionados à captura de dados fisiológicos em animais e técnicas de redução de ruídos em sinais PPG;

- A Plataforma Eletrônica de Monitoramento Bovino desenvolvida é apresentada no Capítulo 5;
- No Capítulo 6 são apresentados os experimentos e resultados obtidos com este trabalho;
- As conclusões deste trabalho e propostas para desenvolvimentos futuros são apresentadas no Capítulo 7.

Capítulo 2

Referencial Teórico

Este capítulo apresenta a técnica de fotopletismografia, os principais conceitos envolvidos na utilização dessa técnica e sua aplicação em rebanhos de bovinos.

2.1 Fotopletismografia

Fotopletismografia (*Photoplethysmography* - PPG) é uma técnica ótica que explora a variação, dependente do comprimento de onda, do coeficiente de absorção de luz em diferentes tecidos [21]. Com essa técnica extrai-se a onda PPG, que constitui um parâmetro de entrada para se obter informações fisiológicas como frequência cardíaca e respiratória, saturação de oxigênio do sangue (SpO_2), índice de perfusão, entre outros.

A luz que atravessa os tecidos do corpo pode ser absorvida por diferentes substâncias como pigmentos na pele, ossos, sangue venoso e arterial. A maior parte das variações no fluxo de sangue ocorrem nas artérias e arteríolas [40]. A Figura 2.1 ilustra como o sinal PPG é formado pela variação da atenuação da luz nos tecidos. A luz é absorvida de forma constante nos tecidos, sangue venoso e componente não-pulsátil do sangue arterial. A componente pulsátil do sangue arterial (AC) é formada pela variação do volume de sangue que ocorre entre as fases sistólica e diastólica do ciclo cardíaco. A união das componentes pulsátil e não-pulsátil (componente DC) formam a amplitude e variação da onda PPG.

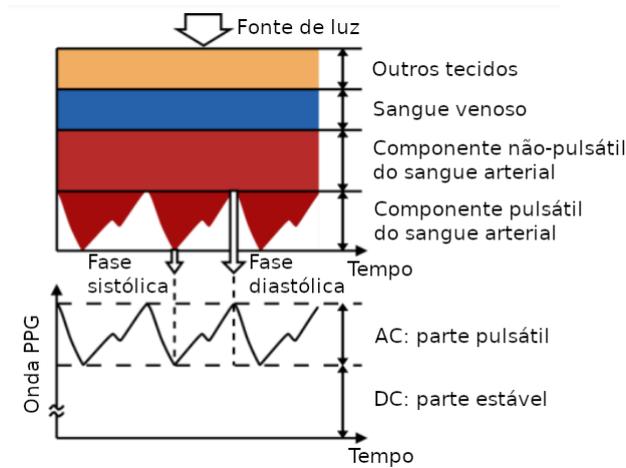


Figura 2.1: Variação da atenuação da luz e formação da onda PPG [40].

2.2 Sensor de Oximetria

O sinal fotopletismográfico é obtido através do sensor de oximetria, um dispositivo contendo uma ou mais fontes de luz e um fotodetector. Há duas formas de se detectar a luz emitida: por transmissão e por reflectância (Figura 2.2).

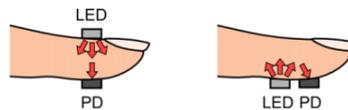


Figura 2.2: Métodos de obtenção do sinal fotopletismográfico por transmissão e reflectância [40].

No modo de transmissão, a fonte de luz é situada no lado oposto do fotodetector receptor, o qual detecta a luz transmitida através dos tecidos. Neste modo o sensor deve ser colocado em um lado do local do corpo que permita que a luz atravesse o conjunto de tecidos e seja detectada no lado oposto desse mesmo local. Exemplos desses locais são a orelha ou dedo humano. No modo de reflectância, um fotodetector é posicionado ao lado do emissor de luz e detecta a luz refletida pelos tecidos. Há mais opções de posicionamento do sensor de reflectância do que no modo de transmissão, mas é mais suscetível a ruídos por movimento e pela pressão aplicada no sensor sobre a pele.

O sinal obtido pelo sensor de oximetria deve ser tratado antes de ser utilizado. O circuito eletrônico básico para condicionamento do sinal desse sensor consiste de um amplificador de sinal, filtro passa-alta e filtro passa-baixa para remover ruídos de alta frequência [39]¹.

De acordo com Tamura [39], os seguintes fatores afetam o sinal PPG adquirido por um sensor oxímetro:

- Comprimento de onda: a profundidade de penetração da luz é dependente do seu comprimento de onda. A luz infravermelha tem melhor penetração nos tecidos mas baixa intensidade e, conseqüentemente, pouca variação. A luz verde se mostrou mais eficiente para equipamentos vestíveis, inclusive sob interferência de movimentos [17];
- Local de medição: em humanos, o local mais comumente utilizado para o sensor oxímetro é o dedo. Entretanto, não é viável para um monitoramento contínuo por atrapalhar as atividades corriqueiras. Muitos lugares foram explorados como o pulso, dentro do ouvido, cartilagem da orelha e até mesmo a região do esôfago [39]. Mesmo assim, os sensores comerciais clínicos são mais utilizados no dedo, lóbulo da orelha e testa;
- Força de contato: a pressão do sensor aplicada no local de medição deve ser controlada. A amplitude do sinal pode diminuir em caso de força menor ou maior e, ainda, causar uma distorção na onda PPG pela pressão exercida nos vasos sanguíneos;
- Artefatos de movimento: o sinal PPG contém frequências relativas às atividades cardíacas e respiratórias, mas os movimentos do corpo adicionam ruídos de baixa frequência ao sinal. Várias formas foram pesquisadas para tratar o problema e a mais simples é monitorar os movimentos do corpo para extraí-los do sinal PPG [39].

Sensores de oximetria para acompanhamento clínico de pacientes já são utilizados há muito tempo e as opções disponíveis comercialmente são bem validadas. Para o monitoramento fora do leito clínico há dispositivos vestíveis disponíveis, mas ainda há certos desafios para se garantir a qualidade das informações coletadas pelos sensores. O principal problema refere-se à

¹Um exemplo de circuito para o tratamento do sinal elétrico obtido pelo sensor oxímetro é apresentado no Capítulo 5.

liberdade de movimento do sujeito monitorado, pois adiciona ruído no sinal PPG e exige mais complexidade de hardware e firmware para aproveitamento do sinal.

2.3 Aplicações da Técnica Fotopletimográfica

O sinal fotopletimográfico carrega consigo componentes das funções cardíacas e respiratórias. Dessa forma, pode-se extrair tais componentes visando obter informações específicas dessas funções. Nas subseções a seguir serão apresentadas algumas dessas informações.

2.3.1 Saturação de Oxigênio do Sangue

A saturação de oxigênio do sangue é um parâmetro vital que pode ser facilmente obtido com a fotopletimografia. Este parâmetro indica o nível e a entrega de oxigênio no corpo.

A saturação de oxigênio arterial (SaO_2) é definida como a razão entre a oxihemoglobina (HbO_2) e a concentração total de hemoglobina, ou seja, a soma da oxihemoglobina com a desoxihemoglobina (Hb), conforme a equação 2.1 [32].

$$SaO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} \quad (2.1)$$

A oxihemoglobina e a desoxihemoglobina absorvem luz de comprimentos de onda diferentes, sendo a primeira do espectro vermelho e a segunda do espectro infravermelho [44]. Portanto, um sensor oxímetro deve utilizar duas fontes de luz para calcular o nível de saturação do oxigênio. Normalmente, utiliza-se emissores de luz com comprimentos de onda de 660 e 905nm [9].

Para o cálculo da saturação de oxigênio periférica (SpO_2), que pode ser medida a partir do sinal PPG, a equação 2.1 não é suficiente pois desconsidera outros componentes no sangue que afetam a medição. A equação 2.2 considera a relação entre as partes estável e pulsátil do sinal e utiliza uma

aproximação linear em relação à saturação arterial para calcular a saturação de oxigênio periférica [33].

$$SpO_2 = 100 - 25 \times \frac{AC_{red}/DC_{red}}{AC_{ir}/DC_{ir}} \quad (2.2)$$

Onde AC_{red} e DC_{red} são componentes pulsátil e estável do espectro vermelho e AC_{ir} e DC_{ir} são componentes pulsátil e estável do espectro infravermelho.

2.3.2 Frequência Cardíaca

A frequência cardíaca é um sinal vital muito monitorado, tanto no cuidado de saúde quanto para atividades físicas, pois indica o estado fisiológico através das alterações no ciclo cardíaco. O sinal PPG possui alguns pontos de interesse utilizados para a extração de frequência cardíaca. Cada ciclo da onda PPG tem um ponto inicial, um pico da fase sistólica e um pico menor da fase diastólica (ou nó dicrótico) (Figura 2.3). Esse ciclo é formado pela função do coração, que bombeia o sangue para todas as extremidades do corpo por meio das artérias [31]. Para calcular a frequência cardíaca a partir da onda PPG, picos sistólicos de cada período do sinal fotopleletismográfico são identificados. O intervalo entre esses picos (*Inter Beat Interval* - IBI) é acumulado em uma janela de tempo para o cálculo da frequência cardíaca em batimentos por minuto (BPM).

2.3.3 Frequência Respiratória

A frequência respiratória é outro importante sinal vital para avaliação do estado de saúde. Um valor anormal nesse parâmetro é um importante preditor para doenças graves [8].

A atividade respiratória modula o sinal PPG de diferentes formas (Figura 2.4) [8, 14]. As variações da onda PPG podem ser obtidas para se estimar a frequência respiratória [14].

- Variação da frequência respiratória induzida (*Respiratory-Induced Frequency Variation* - RIFV): a frequência cardíaca tem sincronia com

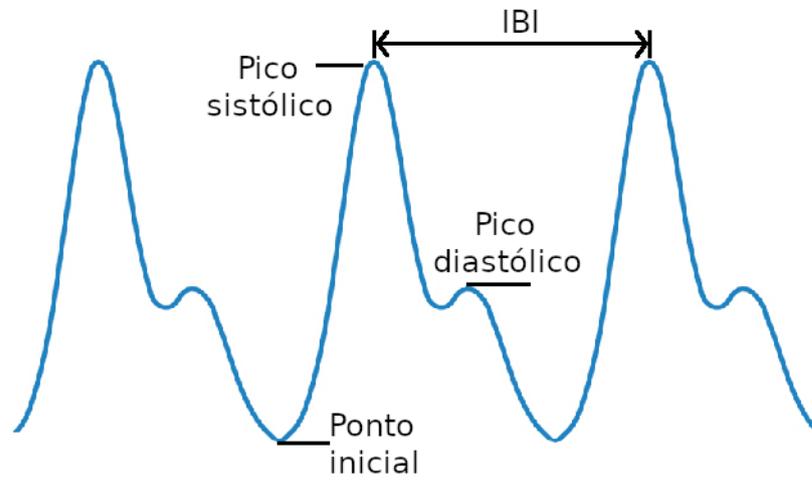


Figura 2.3: Pontos de interesse do sinal PPG.

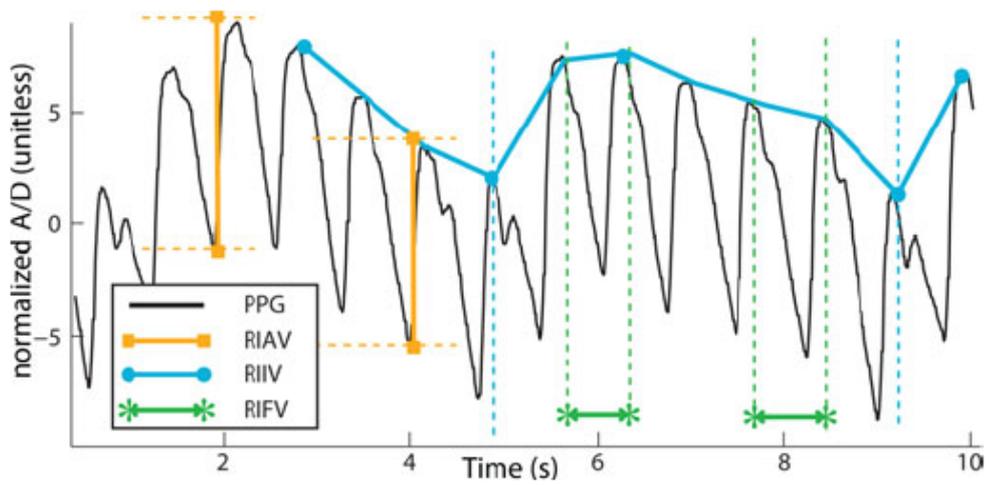


Figura 2.4: Modulações no sinal PPG [14].

o ciclo respiratório, de forma que os batimentos cardíacos aumentam durante a inspiração e diminuem durante a expiração. Este fenômeno é conhecido como arritmia sinusal respiratória (*Respiratory Sinus Arrhythmia* - RSA);

- Variação da intensidade respiratória induzida (*Respiratory-Induced Intensity Variation* - RIIV): a variação da pressão intratorácica durante o movimento respiratório ocasiona a troca de sangue entre os sistemas pulmonar e sistêmico. Durante a inspiração, a pressão intratorácica reduzida resulta em uma pequena redução na pressão venosa central. Na expiração ocorre o oposto. Essa variação intratorácica implica no deslocamento vertical (ou da linha de base) do sinal PPG;
- Variação da amplitude respiratória induzida (*Respiratory-Induced Amplitude Variation* - RIAV): variação da força (ou amplitude) do sinal PPG. Alterações na pressão intratorácica fazem a amplitude diminuir durante a inspiração e aumentar durante a expiração.

2.3.4 Pressão Arterial

A pressão arterial é um indicador da pressão exercida pelo sangue na parede das artérias. Essa pressão é influenciada por fatores como o débito cardíaco, resistência vascular periférica, volume e viscosidade sanguínea e elasticidade da parede do vaso. O sinal PPG pode ser utilizado para estimativas de pressão arterial uma vez que carrega consigo informações do fluxo sanguíneo quando o coração está contraindo (sístole) e relaxando (diástole) (Figura 2.5).

2.4 Aquisição de Dados Fotopletismográficos em Bovinos

Um dos desafios para a aquisição de sinais PPG em animais diz respeito ao posicionamento do sensor oxímetro. A busca por esse local motivou alguns trabalhos em diferentes espécies. O trabalho de Grubb & Anderson [10] buscou avaliar a acurácia do oxímetro de pulso em lhamas e alpacas, além de determinar as partes do corpo dos animais com melhor captura de sinal. Os dados foram coletados em partes como a língua, lábio, septo nasal, orelha,

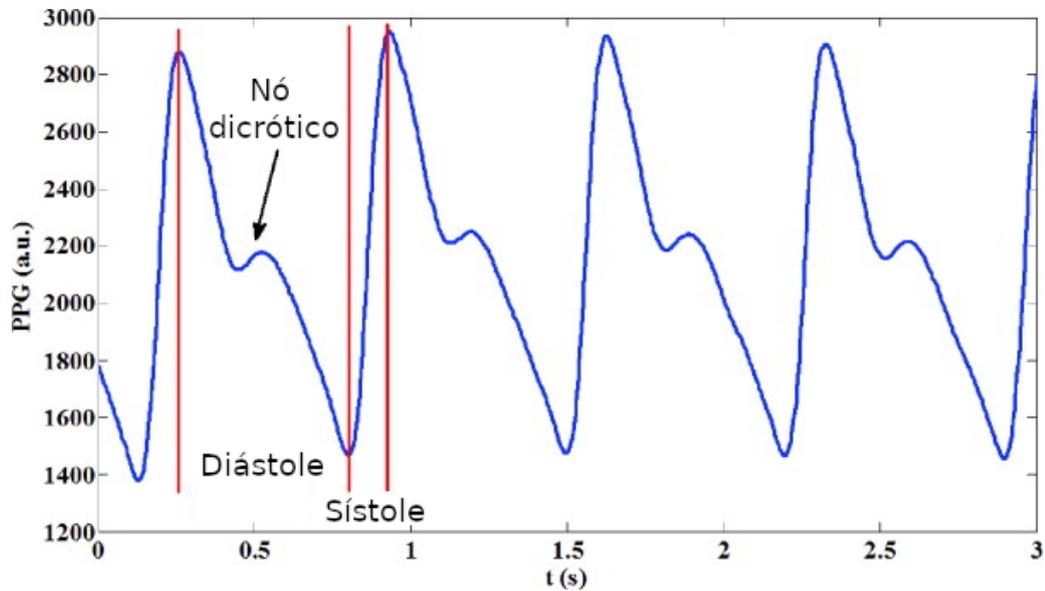


Figura 2.5: Nó dicrótico e regiões de sístole e diástole do sinal PPG [37].

vulva, bolsa escrotal e prepúcio. Os resultados do estudo mostraram uma acurácia de mais de 80% na leitura pelo oxímetro de pulso na língua, septo nasal e lábio dos animais. Além disso, concluiu-se que a espessura da pele, quantidade de pelo, pigmentação e formato dos tecidos afetam a qualidade do sinal capturado.

Outro estudo relevante nessa linha, o artigo de Coghe et al. [7] avaliou a praticidade e acurácia do oxímetro de pulso em diferentes partes do corpo de bovinos saudáveis e com doenças respiratórias. Dados foram coletados com o sensor posicionado na língua, septo nasal, orelha, rabo, vulva e bolsa escrotal de animais saudáveis e animais com broncopneumonia. A validação dos dados foi realizado por meio do exame de gasometria arterial. Os melhores locais para posicionamento do sensor foram a vulva (100% das fêmeas) e o rabo. Houve um resultado interessante em relação ao animais com doenças respiratórias, onde constatou-se que o valor de saturação de oxigênio medido pelo oxímetro de pulso foi inferior ao do exame de validação quando esse valor estava acima de 80% e superior quando abaixo de 80%.

O modo por transmissão do sensor PPG pode ser viável para bovinos, mas deve-se levar em consideração o comportamento do animal. O dispositivo que controla e armazena os dados dos sensores não é tão pequeno e leve a ponto de se colocar, por exemplo, na orelha do animal diretamente.

Desta forma, o modo de captura por reflectância pode ser mais adequado por permitir uma única solução integrada (oxímetro e sistema eletrônico de aquisição do sinal).

Em se tratando do monitoramento contínuo e não-invasivo dos animais, mesmo utilizando um sensor oxímetro de captura por reflectância, a definição de um local adequado para posicionamento do sensor ainda é um desafio técnico. O comportamento dos animais inviabiliza a utilização contínua dos sensores em locais onde podem ser retirados com certa facilidade. Assim, identificar regiões com presença de artérias no corpo do animal e projetar sensores oxímetros adequados para utilização nessas regiões são enfoques de muitas pesquisas científicas [7, 12]. Conforme observado na Figura 2.6, a região da cabeça e pescoço do animal aparenta ser um bom local pois possui artérias mais próximas à superfície da pele e é bem vascularizada.

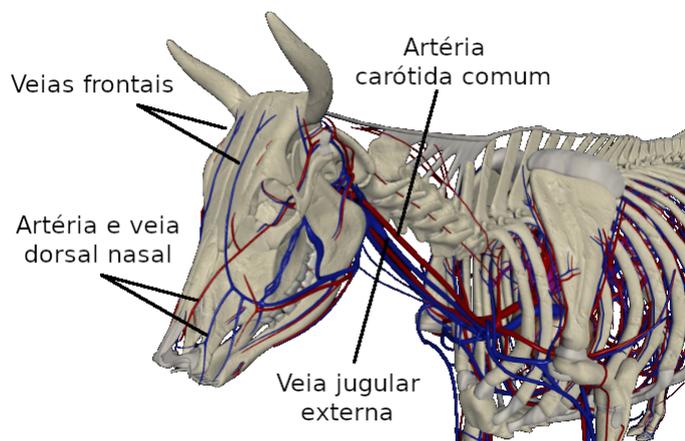


Figura 2.6: Localização de veias e artérias de bovinos [2].

2.5 Considerações Finais

Neste capítulo foi apresentada a técnica de fotopletismografia, que norteia o desenvolvimento deste trabalho. A partir do sinal PPG é possível extrair diversos dados que possibilitam a geração de informações para o monitoramento contínuo e não-invasivo de bovinos. O estudo da anatomia dos animais é imprescindível para a definição do correto posicionamento do sensor oxímetro, visando a aquisição de sinais PPG de melhor qualidade. Em se tratando de aquisição de sinais, é essencial realizar algum tipo de proces-

samento sobre o mesmo. Portanto, no Capítulo seguinte serão apresentadas técnicas de processamento sobre o sinal PPG adquirido por sensores.

Capítulo 3

Filtragem e Redução de Ruídos em Sinais

Os sinais PPG coletados dos animais devem ser processados para extração de artefatos indesejados antes de passarem pelos algoritmos que calculam as informações fisiológicas. Neste capítulo serão apresentados conceitos de processamento e filtragem de sinais, assim como alguns tipos de técnicas de filtragem de sinais visando a extração de ruídos.

3.1 Processamento de Sinais

Sinais podem ser definidos como qualquer sequência de informações do ambiente físico (áudio, imagem), simbólicas (sequência genética) e abstratas (frio, quente, alto, baixo) [23]. O processamento de sinais consiste de técnicas e algoritmos para operações de representação, filtragem, codificação, transmissão, estimação, detecção, inferência, descoberta, reconhecimento, síntese, gravação ou reprodução de sinais por dispositivos analógicos ou digitais, por meio de software, hardware ou firmware [23]. Portanto, processamento de sinais refere-se à exploração ou modificação de sinais para extração de informações ou preparação para outras aplicações. Uma das técnicas utilizadas para realizar o processamento é a filtragem de sinal, que será apresentada na seção a seguir.

3.2 Filtragem

A filtragem de sinais consiste em realizar um processamento do sinal para remover determinada faixa de frequência. Essa faixa pode estar na extremidade baixa, alta, ambas extremidades ou no meio do espectro de frequências do sinal. Para tanto, são utilizados circuitos eletrônicos ou algoritmos matemáticos que atuam como filtros de acordo com a faixa de frequência que se deseja remover [22]. Os filtros podem ser classificados de diversas formas, como pela função executada, a tecnologia empregada, a função-resposta utilizada, entre outros.

Na classificação pela sua função, os filtros podem ser [28]:

- Filtro passa-baixa: permite a passagem de frequências abaixo de determinada frequência (Figura 3.1a);
- Filtro passa-alta: permite a passagem de frequências acima de determinada frequência (Figura 3.1b);
- Filtro passa-faixa: permite a passagem de frequências em uma faixa delimitada por duas frequências determinadas (Figura 3.1c);
- Filtro rejeita-faixa: impede a passagem de frequências em uma faixa delimitada por duas frequências determinadas (Figura 3.1d).

A frequência que delimita a mudança de amplitude é chamada de frequência de corte.

A classificação de acordo com as tecnologias utilizadas para a construção dos filtros é a seguinte [28]:

- Filtros passivos: utilizam apenas componentes passivos como resistores, capacitores e indutores;
- Filtros ativos: utilizam componentes passivos e ativos como válvulas, transistores e amplificadores operacionais;
- Filtros digitais: possuem elementos digitais e para serem utilizados é necessário que o sinal analógico seja convertido em digital, filtrado e, então, convertido para analógico novamente.

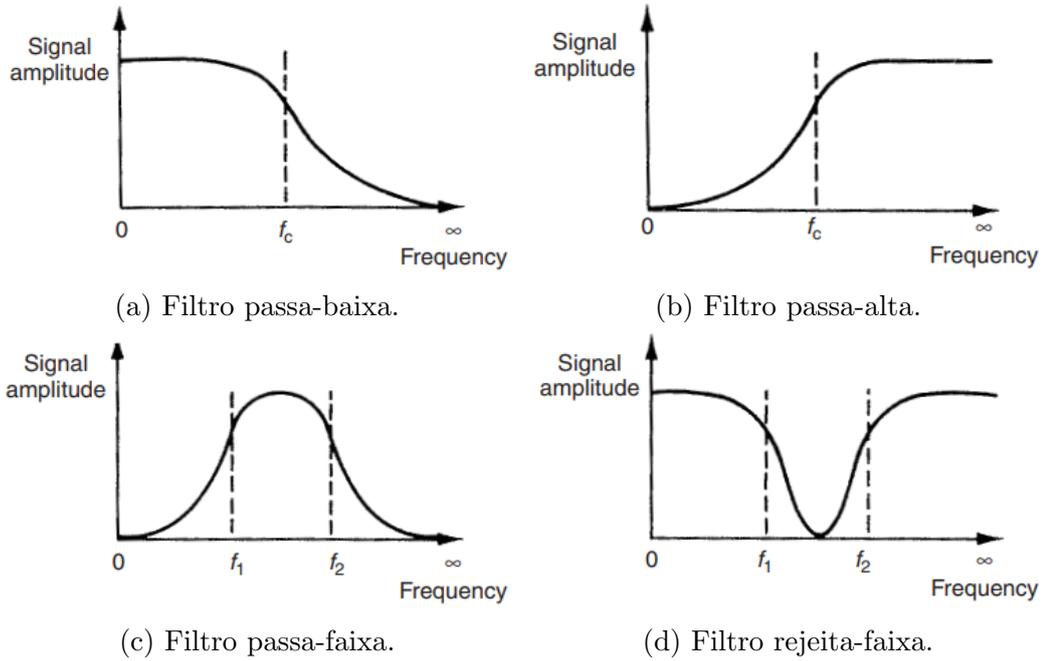


Figura 3.1: Comportamento dos filtros [22].

Sob o aspecto da função-resposta (ou aproximação), existem alguns tipos de filtros como *Butterworth*, *Chebyshev*, elíptico, entre outros [28].

O filtro *Butterworth* possui uma resposta em frequência plana na banda de passagem (sem ondulações *ripple*). A Figura 3.2 apresenta a resposta para diferentes valores de ordem do filtro. A ordem de um filtro indica o quanto, em termos de atraso máximo, sua resposta se aproxima da resposta de um filtro ideal [28]. Portanto, quanto maior a ordem mais rápida é a resposta do filtro.

A função de transferência do filtro *Butterworth* com ganho unitário é apresentada na equação 3.1. Nesta aproximação para filtro passa-baixa, n é a ordem do filtro, ω é a frequência angular do sinal e ω_c é a frequência de corte, onde ocorre a atenuação de 3db do sinal [28].

$$|H(j\omega)| = \frac{1}{\sqrt{1 + \left(\frac{\omega}{\omega_c}\right)^{2n}}} \quad (3.1)$$

Um exemplo de circuito do filtro *Butterworth* é apresentado na Figura 3.3. Este circuito utiliza a topologia *Sallen-Key* e sua função de transferência

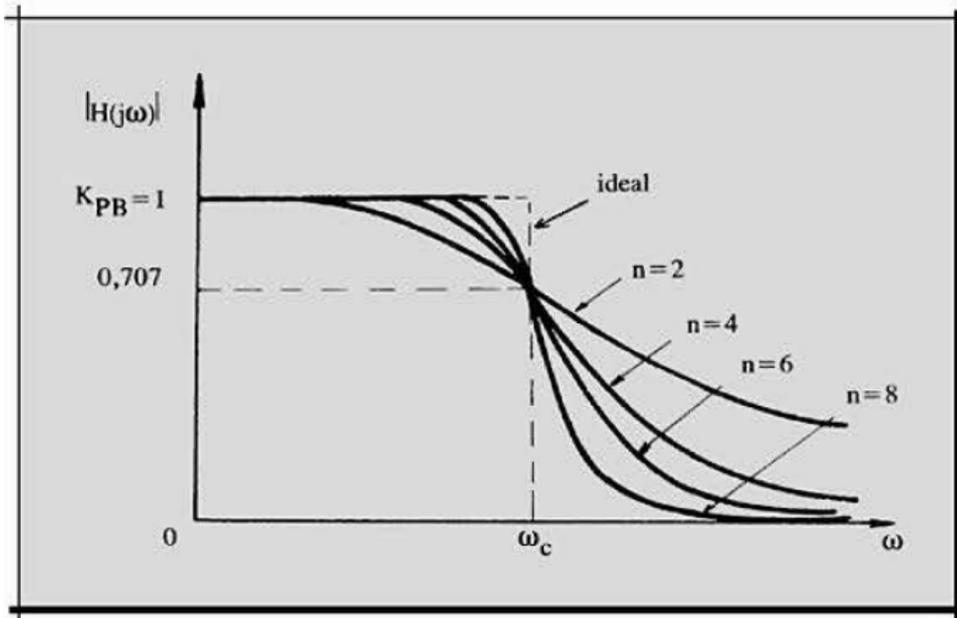


Figura 3.2: Resposta em frequência do filtro *Butterworth* [28].

(relação entre o sinal de saída e o sinal de entrada) é dada pela equação 3.2.

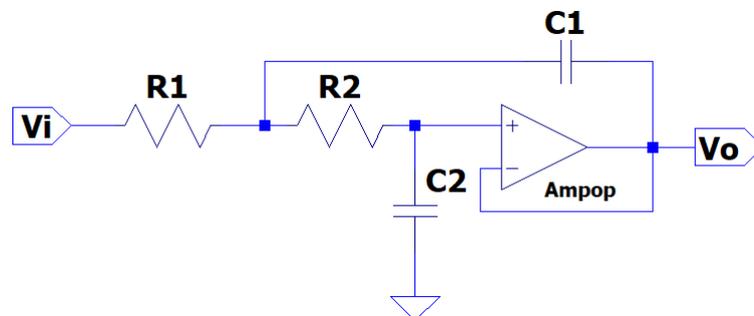


Figura 3.3: Circuito do filtro *Butterworth* na topologia *Sallen-key*.

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{Z_3 Z_4}{Z_1 Z_2 + Z_3 (Z_1 + Z_2) + Z_3 Z_4} \quad (3.2)$$

Onde Z_1 e Z_2 referem-se à impedância dos resistores R_1 e R_2 e Z_3 e Z_4 à impedância dos capacitores C_1 e C_2 , respectivamente.

Para baixa ordem, o filtro *Butterworth* não apresenta bons resultados nas frequências próximas à frequência de corte. Para um decaimento mais

agudo da resposta em frequência, o filtro *Chebyshev* é uma melhor opção [28]. Entretanto, este filtro apresenta *ripple* na banda de passagem (tipo I) ou na banda de rejeição (tipo II) [28]. A Figura 3.4 ilustra a resposta em frequência do filtro *Chebyshev* tipo I para diferentes valores de ordem.

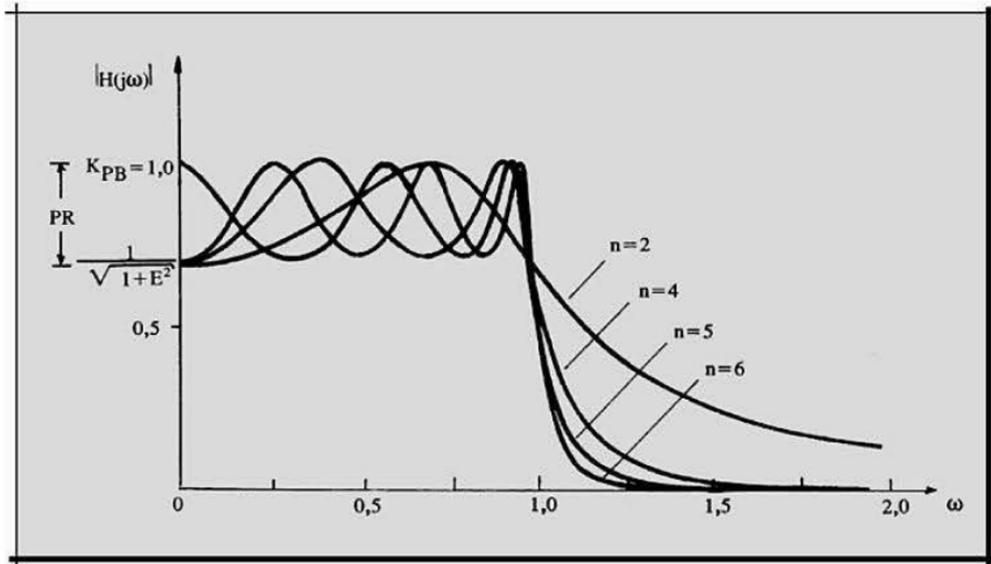


Figura 3.4: Resposta em frequência do filtro *Chebyshev* [28].

O filtro *Chebyshev* tem a função de transferência, para filtros passa-baixas de ganho unitário, dada pela equação 3.3.

$$|H(j\omega)| = \frac{1}{\sqrt{1 + E^2 C_n^2(\frac{\omega}{\omega_c})}} \quad (3.3)$$

Onde n é a ordem do filtro, ω é a frequência angular do sinal, ω_c é a frequência de corte, E é uma constante para a amplitude dos *ripples* na banda de passagem e C_n é o polinômio de *Chebyshev*, obtido a partir da equação 3.4.

$$C_n(\omega) = \cos(n \arccos(\omega)) \quad (3.4)$$

Os filtros de *Cauer* (ou elípticos), reúnem os dois tipos de *Chebyshev* no que se refere aos *ripples*, ou seja, possui ondulações nas faixas de passagem e de rejeição (Figura 3.5). Entretanto, possui uma transição mais rápida na

frequência de corte, sendo utilizado em projetos que necessitam alta precisão na atenuação da frequência [28]. A equação 3.5 apresenta sua função de transferência.

$$|H(j\omega)| = \frac{1}{\sqrt{1 + E^2 R_n^2\left(\frac{\omega}{\omega_c}\right)}} \quad (3.5)$$

Onde n é a ordem do filtro, ω é a frequência angular do sinal, ω_c é a frequência de corte, E é uma constante para a amplitude dos *ripples* e R_n é a função elíptica racional.

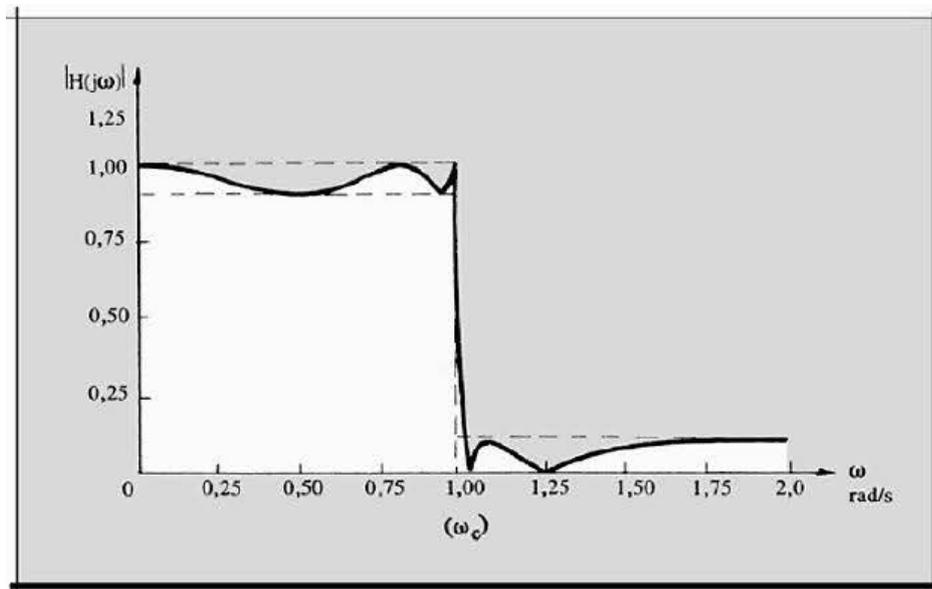


Figura 3.5: Resposta em frequência do filtro de *Cauer* [28].

Outra forma de se classificar os filtros é em relação a sua resposta ao impulso, que pode ser de duração finita ou infinita. Os filtros IIR (*Infinite Impulse Response*) são filtros recursivos, portanto sua saída depende da entrada atual e das entradas e saídas anteriores, conforme observado na equação de diferenças (equação 3.6) [29]. O filtro IIR tem a vantagem de ser menos custoso computacionalmente, entretanto, por conta de sua característica de resposta ao impulso infinita, pode ficar instável.

$$y[n] = \sum_{k=0}^M b_k x[n-k] - \sum_{k=1}^N a_k y[n-k] \quad (3.6)$$

Onde N é a ordem e a é o coeficiente da parte de *feedback*, M é a ordem e b é o coeficiente da parte de *feed-forward*, x é a entrada, y é a saída do filtro e k varia de 1 a N na parte de *feedback* e de 0 a M na parte de *feed-forward*. A função de transferência deste filtro, no domínio z , é dada pela equação 3.7.

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{b_0 + b_1z^{-1} + \dots + b_Mz^{-M}}{1 + a_1z^{-1} + \dots + a_Nz^{-N}} \quad (3.7)$$

Os filtros FIR (*Finite Impulse Response*), também chamados de não-recursivos, dependem apenas das entradas atual e passadas (vide equação 3.8). Como para toda entrada finita sua saída também é finita, este filtro é sempre estável. Entretanto, necessita de mais poder computacional para atender os mesmos requisitos de filtragem do filtro IIR.

$$y[n] = \sum_{k=0}^M b_k x[n-k] \quad (3.8)$$

Onde M é a ordem, b é o coeficiente, x é a entrada e y é a saída do filtro. Sua função de transferência, no domínio z , é apresentada na Equação 3.9.

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = b_0 + b_1z^{-1} + \dots + b_Mz^{-M} \quad (3.9)$$

3.3 Amostragem

Sinais analógicos possuem infinitos valores num período de tempo. Logo, para serem utilizados e manipulados por dispositivos digitais, devem ser representados de forma finita. Para tanto, amostras do sinal são obtidas em determinados períodos de tempo T , objetivando que a qualidade do sinal seja mantida. A Figura 3.6 apresenta um sinal analógico (ou contínuo no tempo) e as amostras a cada intervalo de tempo [29].

A taxa de amostragem f_s (em Hz) indica a frequência das amostras e é inversamente proporcional ao período de amostragem T (em segundos), que indica o intervalo de tempo entre amostras vizinhas. Essa relação é mostrada na equação 3.10.

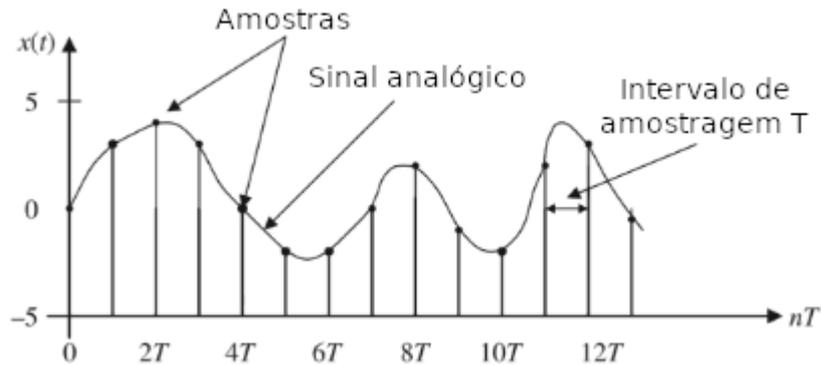


Figura 3.6: Sinal analógico e amostras no intervalo de tempo T [29].

$$f_s = \frac{1}{T} \quad (3.10)$$

Para garantir que a taxa de amostragem é suficiente para expressar o sinal analógico a partir das amostras, utiliza-se o teorema da amostragem de *Nyquist-Shannon* [35]. Este teorema afirma que um sinal analógico amostrado pode ser recuperado se sua taxa de amostragem f_s for maior que o dobro da maior frequência do sinal original, também chamada de frequência de *Nyquist* f_N (equação 3.11). Portanto, para um sinal com frequência máxima de 10Hz, por exemplo, a taxa de amostragem deve ser maior que 20Hz, ou seja, uma amostra a cada 50ms.

$$f_s > 2 \times f_N \quad (3.11)$$

3.4 Ruído

Ruído pode ser definido como qualquer sinal indesejado que interfere na comunicação, medição, percepção ou processamento de um sinal [43]. A caracterização do ruído é importante para se utilizar as técnicas corretas para sua redução do sinal. Pode ser classificado de acordo com a fonte, conteúdo, entre outros fatores. Em relação à fonte, o ruído pode ser [43]:

- Acústico: ruído gerado por sons no ambiente como ar-condicionado,

geladeira, pessoas conversando, veículos na rua, etc;

- Eletrônico: ruído gerado por dispositivos eletrônicos como pela movimentação dos elétrons livres no meio condutor, flutuações da corrente elétrica, deslocamentos da amplitude da tensão na ordem de milivolts, entre outros;
- Eletromagnético: ruído gerado por ação humana, como sistemas de telecomunicações e dispositivos eletrônicos, e de forma natural como o ruído atmosférico e cósmico;
- Eletrostático: ruído gerado pelas cargas elétricas em repouso;
- Distorções do canal: ruído gerado por distorções devido às características não-ideais dos canais;
- Interferência do canal: ruído gerado quando duas fontes diferentes de sinal se cruzam e interferem uma na outra;
- Amostras faltantes: ruído devido à falhas na recepção das amostras como perda de pacotes na comunicação e *overflow* no canal.
- Processamento: ruído gerado por falha de processamento do sinal como erro de quantização ou filtro inadequado.

Pelo seu conteúdo, o ruído pode ser classificado como [43]:

- Branco: ruído aleatório que possui várias frequências na mesma intensidade;
- Branco limitado pela banda: similar ao ruído branco mas com intensidade zero nas frequências fora de determinada banda;
- Banda estreita: ruído presente numa faixa estreita de frequências, como ruídos de 60Hz da rede de energia elétrica, por exemplo;
- Colorido: ruído aleatório que possui várias frequências em várias intensidades;
- Impulsivo: ruído com amplitude, duração e ocorrência aleatórias;
- Pulso transitório: ruído devido à um pulso inicial gerado a partir de alguma interferência externa ou interna, que gera mais oscilações no sinal como uma resposta ao pulso inicial.

Para sinais fisiológicos, existem três principais fontes de ruído [38]:

- Artefatos ambientais: ruído relacionado à rede de energia elétrica, interferência eletromagnética, entre outros. Pode se manifestar na forma de ruído térmico, ruído de *Poisson* ou ruído rosa, por exemplo.
- Erro experimental: é uma variação indesejada no experimento que pode ser minimizada mas não eliminada completamente. Refere-se a um procedimento incorreto na coleta de dados. Por exemplo, o movimento durante o experimento, que gera artefatos indesejados difíceis de se remover pois não possuem uma faixa de frequência estreita e seu espectro se sobrepõe ao do sinal desejado.
- Artefato fisiológico: ruído provocado por outros processos fisiológicos do corpo como o movimento dos olhos ou dos músculos, que podem gerar artefatos indesejados em outras medições fisiológicas.

3.5 Considerações Finais

Os conceitos de processamento de sinais e ruídos apresentados neste capítulo compõem a base para o desenvolvimento deste trabalho. Na utilização de sensores oxímetros em bovinos a pasto percebe-se que o sinal PPG possui ruídos devido ao movimento dos animais. Portanto, após a aquisição, esses sinais devem ser processados para se extrair os ruídos. No próximo capítulo serão apresentados alguns trabalhos relacionados focados na coleta de sinais fotopleletismográficos em animais e no processamento desses sinais para extração de ruídos.

Capítulo 4

Trabalhos Relacionados

Os trabalhos da literatura científica relacionados à coleta de sinais fotopletismográficos em animais e técnicas para extração de ruídos nesses sinais são apresentados neste capítulo.

4.1 Posicionamento de Sensores em Animais

Os desafios de posicionamento de sensores em animais referem-se, principalmente, à acomodação do animal com o equipamento vestível e à qualidade do dado fisiológico coletado. Alguns trabalhos fizeram levantamentos de soluções desenvolvidas para monitoramento de sinais fisiológicos em animais. Neethirajan [24] apresenta uma lista com vários trabalhos para coletar parâmetros fisiológicos distintos. As soluções apresentadas utilizam acelerômetros, brincos de identificação *RFID*, sensores de pressão e até câmeras para obter dados de frequência respiratória, temperatura, comportamento ingestivo, atividade física, entre outros. Caja et al. [6] fizeram um trabalho similar, porém focado em soluções comerciais para o gado leiteiro. A principal tecnologia utilizada nessas propostas foi o sensor acelerômetro, que foi colocado no colar no pescoço ou na perna. Houve também o uso de sensores de pressão, temperatura e medidor de pH. A Figura 4.1 ilustra os principais locais de uso das soluções de monitoramento animal.

Nydegger et al. [26] e Strutzke et al. [36] utilizaram sensores de pressão para medir a atividade mandibular e a respiração de bovinos, respectiva-

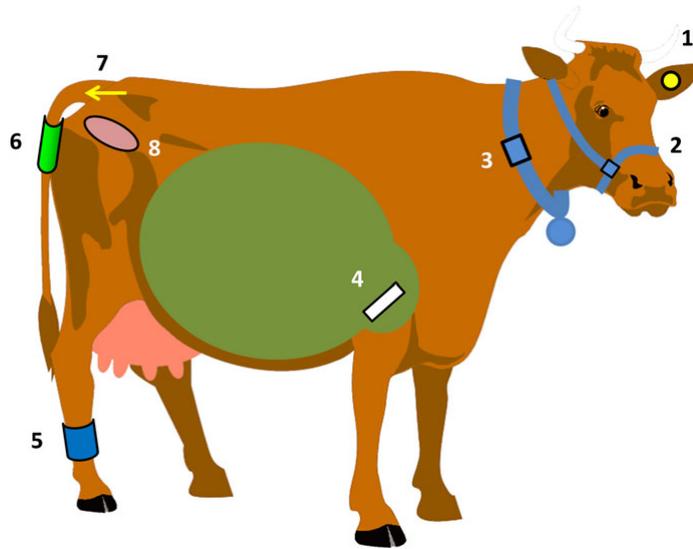


Figura 4.1: Locais de posicionamento das soluções de monitoramento bovino: (1) brinco na orelha, (2) sensores no cabresto, (3) colar no pescoço, (4) bolus no rúmen-retículo, (5) pedômetro na perna, (6) sensor na cauda, (7) injeção de cauda e (8) bolus vaginal. [6].

mente. O objetivo de Nydegger et al. foi obter informações sobre o comportamento ingestivo através do sensor posicionado sobre o nariz do animal e, após os experimentos, foi possível identificar se o animal estava se alimentando, ruminando ou realizando outras atividades. No trabalho de Strutzke et al., o sensor foi posicionado na face do animal, porém a pressão obtida era do ar através de um tubo posicionado na cavidade nasal. Assim, monitorou-se a frequência respiratória do animal, que foi validada com um método de referência. As Figuras 4.2a e 4.2b apresentam as duas formas de posicionamento do sensor com o auxílio de cabresto nos dois trabalhos.

O trabalho desenvolvido por Tian et al. [41] buscou coletar a movimentação do animal com um acelerômetro e extrair informações do comportamento como alimentação, ruminação, corrida, descanso, caminhada, hidratação e balanço da cabeça por meio dos algoritmos de aprendizagem de máquina *K-Nearest-Neighbors* (KNN), *Random Forest* (RF), *Gradient Boosting Decision Tree* (GBDT), *Support Vector Machine* (SVM) e *Learning Vector Quantization* (LVQ). O protótipo desenvolvido para a coleta dos dados, um colar com o sensor acelerômetro de 3 eixos (x, y e z), é mostrado na Figura 4.2c. A maior acurácia média de reconhecimento dos comportamentos foi do modelo KNN-RF com 98,51%. Nos comportamentos individualizados,

o modelo KNN-RF teve a maior acurácia, de 99,34%, para reconhecimento da alimentação. O comportamento com as taxas de acerto mais baixas foi o de balanço da cabeça, sendo o melhor modelo novamente o KNN-RF, com 89,11% de acurácia.

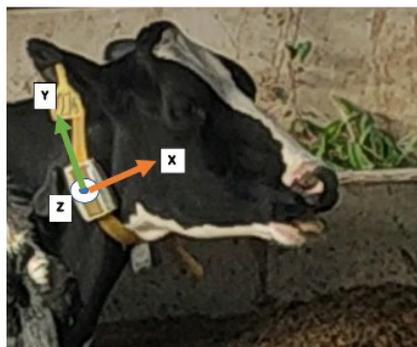
Para obter informações de frequência cardíaca de bovinos, Wierig et al. [46] utilizaram um produto comercial disponível, o sensor Polar, que foi colocado no tórax do animal (Figura 4.2d). Este sensor utiliza a técnica de eletrocardiografia, que extrai a atividade elétrica cardíaca por meio de eletrodos fixados na pele.



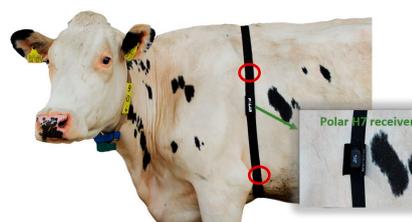
(a) Sensor de pressão posicionado sobre o nariz [26].



(b) Sensor de pressão na face e tubo no nariz [36].



(c) Sensor acelerômetro no pescoço [41].



(d) Sensor Polar [46].

Figura 4.2: Posicionamento dos sensores nos animais.

Existem artigos na literatura para obtenção de informações fisiológicas de bovinos com o sensor oxímetro, o mesmo utilizado neste trabalho. Três

estudos fizeram a validação dos experimentos por meio do exame de gasometria arterial, um exame invasivo para se obter a saturação de oxigênio no sangue. Coghe et al. [7] fizeram uma avaliação da praticidade e acurácia do oxímetro de pulso em diferentes partes do corpo de bovinos saudáveis e com doenças respiratórias. Foram coletados dados com o sensor posicionado na língua, septo nasal, orelha, cauda, vulva e bolsa escrotal de 46 animais saudáveis e 149 animais com broncopneumonia. Os melhores locais para posicionamento do sensor foram a vulva (100% das fêmeas) e a cauda. Outro estudo foi o de Bleul & Kähn [3], cujo objetivo foi avaliar o uso do oxímetro de pulso em bezerros recém-nascidos e fetos durante o parto. O sensor foi colocado na língua do animal e os resultados foram considerados satisfatórios, principalmente para valores de saturação menores que 70%, o que segundo os autores é comum em bezerros recém-nascidos. O trabalho de Kanz et al. [13] também foi realizado em bezerros recém-nascidos e objetivou validar o uso de um oxímetro de pulso nos animais através da comparação da frequência cardíaca e saturação de oxigênio coletados pelo sensor e por equipamento e exame de referência. No experimento realizado, o sensor foi posicionado no espaço interdigital do animal (Figura 4.3c) e os resultados indicaram uma diferença média de 2,33 p.p. nos valores de saturação de oxigênio e de 0,4bpm nos valores de frequência cardíaca, indicando um bom local para se utilizar o sensor.

Jun et al. [12] propuseram um método para medição dos batimentos cardíacos de vacas leiteiras para o monitoramento contínuo da saúde animal. O sensor oxímetro utilizado foi posicionado na cauda (Figura 4.3a) e na parede torácica do lado esquerdo (Figura 4.3b). No artigo foi mostrado que o sinal PPG foi coletado com sucesso nos dois locais e a frequência cardíaca dos animais ficou dentro dos limites considerados normais para bovinos, entre 60 a 80bpm.

A Tabela 4.1 traz um resumo dos trabalhos mencionados em relação ao sensor utilizado, tipo de dado coletado, local de posicionamento do sensor e a informação gerada a partir dos dados. Em relação ao uso geral de sensores, observa-se em alguns trabalhos a preocupação em se utilizar equipamentos vestíveis que minimizem o desconforto do animal, como fitas, colares ou cabrestos. Nota-se, ainda, a variedade de locais do corpo do animal utilizados para coleta de dados fisiológicos, onde a maioria obteve sucesso na geração de informações.

Especificamente sobre a oximetria, vários locais também foram utilizados para se obter o sinal PPG com sucesso, mas apenas o trabalho de Jun et



(a) Sensor oxímetro posicionado na cauda [12].



(b) Sensor oxímetro posicionado no tórax [12].



(c) Sensor oxímetro posicionado no espaço interdigital [13].

Figura 4.3: Posicionamento dos sensores de oximetria.

al. [12] apresentou soluções vestíveis para coletar os dados sem a necessidade de prender o animal, com o uso de colete e suporte na cauda para o sensor.

A partir dos trabalhos analisados, pode-se observar que o sensor oxímetro é viável para a captura de sinais fotopletismográficos de bovinos, com vários locais possíveis de posicionamento do sensor. Entretanto, os dados foram coletados com os animais em ambiente controlado, muitas vezes com animais presos ou contidos, o que auxilia para uma boa qualidade do sinal. Assim, há a necessidade de prover uma ferramenta que possa coletar dados PPG do animal em ambiente real, que não cause desconforto e que possa gerar a informação pretendida para seu monitoramento.

Tabela 4.1: Síntese dos trabalhos de sensoriamento bovino

Autores	Sensor	Dado coletado	Posicionamento do sensor	Informação gerada
Nydegger et al. (2010)	Pressão	Movimentos da mandíbula	Sobre o nariz	Detecção de ruminação, alimentação e outras atividades
Strutzke et al. (2019)	Pressão	Circulação do ar pelas narinas	Sensor de pressão na face lateral conectado a um tubo colocado dentro da narina	Frequência respiratória
Tian et al. (2021)	Acelerômetro	Movimentos do corpo	Pescoço	Detecção de atividades como ruminação, alimentação, descanso, etc.
Wierig et al. (2018)	Sensor ECG Polar	Sinal ECG	Tórax	Variabilidade da frequência cardíaca
Coghe et al. (1999)	Oxímetro	Sinal PPG	Língua, septo nasal, orelha, cauda, vulva e bolsa escrotal	Saturação de oxigênio no sangue
Bleul & Kähn (2007)	Oxímetro	Sinal PPG	Língua	Saturação de oxigênio no sangue
Kanz et al. (2018)	Oxímetro	Sinal PPG	Espaço interdigital	Saturação de oxigênio no sangue e frequência cardíaca
Jun et al. (2013)	Oxímetro	Sinal PPG	Cauda e tórax	Frequência cardíaca

4.2 Filtragem e Extração de Ruídos do Sinal PPG

O sinal PPG coletado pelos sensores frequentemente possui ruídos que afetam sua qualidade. Um desses ruídos é causado pelo movimento do animal, chamado de artefato de movimento. Porém, uma dificuldade surge pois o ruído de movimento não pode ser removido pelos filtros de corte de frequência porque possuem o mesmo espectro de frequência do sinal sem ruído.

Uma das técnicas para se extrair o ruído de movimento do sinal é pela identificação desse ruído por outro sensor. Han et al. [11] utilizaram um acelerômetro em conjunto com o sensor oxímetro para detectar os movimentos no local de medição, além de uma segunda medição do sinal PPG sem movimento para referência. Para realizar o cancelamento do artefato indesejado foi utilizado o algoritmo de mínimos quadrados médios normalizado (NLMS), que é um tipo de filtro adaptativo que busca reduzir ao mínimo o erro entre o valor medido e o valor esperado do sinal. O erro do sinal original em relação ao sinal de referência foi reduzido de mais de 25% para menos de 5%, validando a eficácia do método utilizado.

Outro trabalho que utilizou o filtro adaptativo dos mínimos quadrados médios normalizado (NLMS) foi o de Yousefi et al. [47]. A referência do ruído, que é entrada para esse tipo de filtro, foi gerada a partir das variações do sangue venoso e do tecido nos sinais PPG de espectro vermelho e infravermelho. Para validação foi utilizado um equipamento para medir a frequência cardíaca via ECG e outro para medir a saturação de oxigênio, que foi comparado com o calculado após o sinal PPG ser filtrado. Os resultados mostraram que a técnica é eficiente para a redução do ruído de movimento, de forma que após a filtragem os valores de frequência cardíaca e saturação de oxigênio se estabilizaram próximos à referência.

O trabalho de Ram et al. [30] propõe a utilização de três algoritmos para geração da referência do ruído baseado no sinal original, conforme diagrama da Figura 4.4. Depois, um desses sinais é escolhido para ser a referência utilizada no filtro de mínimos quadrados médios de tamanho de passo adaptativo (AS-LMS), que executa a limpeza do sinal. A validação da técnica foi realizada com a comparação da saturação de oxigênio calculada com o sinal original e filtrado. No primeiro caso, os valores divergiram muito e não estavam confiáveis, enquanto que no sinal filtrado os valores foram

coerentes com o esperado.

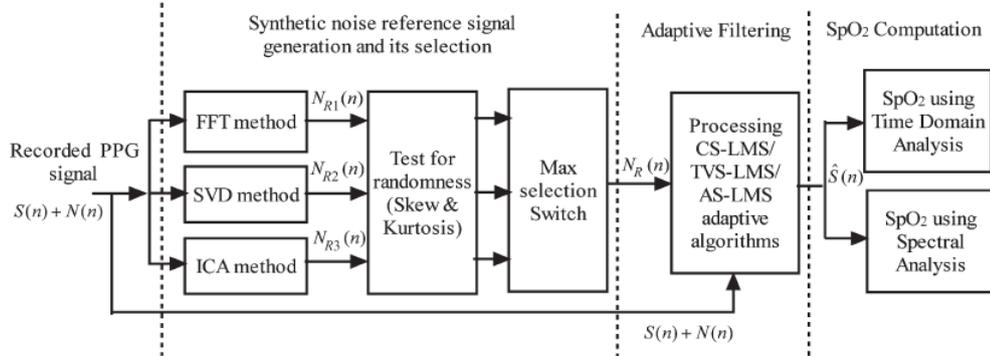


Figura 4.4: Diagrama de blocos da filtragem com AS-LMS [30].

A análise de componentes independentes (ICA) é um método para se dividir um sinal em diversos sinais independentes entre si. Esta técnica é utilizada em alguns trabalhos para buscar que o sinal PPG limpo seja separado do ruído, como o artigo de Kim & Yoo [15], que propõe um pré-processamento do sinal que consiste em detectar o período do sinal PPG obtido com sensor oxímetro com os emissores vermelho e infravermelho, intercalar blocos com agrupamentos das amostras do sinal de acordo com a frequência, aplicação de um filtro via software para remover as amostras fora da frequência estimada e a reconstrução do sinal a partir dos blocos filtrados. Após o pré-processamento, a técnica de análise de componentes independentes é utilizada sobre o sinal resultante e o sinal PPG é separado do artefato de movimento. Os resultados comparativos entre a aplicação da análise de componentes independentes diretamente e após o pré-processamento mostraram uma separação de sinal PPG e artefato de movimento bem melhor com o método proposto.

O trabalho de Peng et al. [27] utilizou duas técnicas já mencionadas anteriormente, que são a análise de componentes independentes e o filtro adaptativo de mínimos quadrados médios (LMS). O ICA adotado é do tipo restrito (cICA), que adiciona algumas restrições ao modelo clássico. O diagrama de blocos dessa técnica é apresentado na Figura 4.5. Os dois canais do sensor oxímetro, vermelho e infravermelho, passam por filtros para extração de ruídos de alta frequência e remoção da componente DC do sinal. Depois, a referência do cICA é gerado a partir da frequência obtida do sinal. Assim, após passar pelo cICA a componente do sinal relacionado à PPG é encaminhada ao filtro LMS, onde a componente DC do sinal, necessária para o cálculo da frequência respiratória, por exemplo, é recuperada. O método

foi validado com um *dataset* de sinal PPG e se mostrou efetivo para extrair os artefatos indesejados.

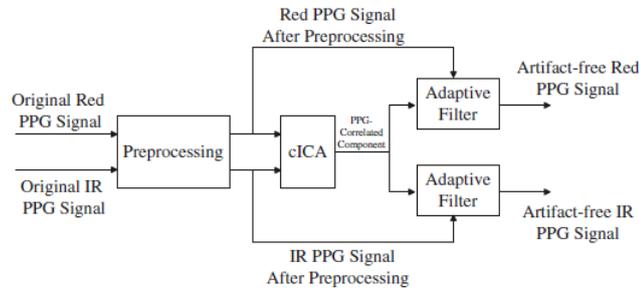


Figura 4.5: Diagrama de blocos da filtragem com cICA-LMS [27].

Para obter redundância na coleta de dados, o estudo de Lee et al. [18] utilizou quatro sensores de oximetria de três comprimentos de onda (verde, vermelho, infravermelho) cada como entrada para o algoritmo de análise de componentes independentes (ICA), totalizando doze amostras simultâneas. Os sensores foram posicionados próximos um ao outro no pulso. Inicialmente, os sinais foram pré-processados para extração de componentes fora da região de frequência esperada para o sinal PPG e, então, processados pelo algoritmo de ICA. Como o ICA não indica a ordem que o dado ruidoso estará no vetor de saída, uma etapa de checagem e escolha do sinal apropriado foi adicionada, reduzindo as amostras para quatro. Por fim, a técnica de decomposição em valores singulares (SVD) é utilizada para se determinar o sinal PPG de saída. O método proposto foi validado com o uso de um equipamento ECG que mediu a frequência cardíaca e os resultados mostraram que o método foi eficaz na extração do ruído, tendo boa performance na detecção de picos para o cálculo da frequência cardíaca.

Filtros passa-faixa também são utilizados para se extrair artefatos de movimento dos sinais PPG. Kim & Ahn [16] realizaram um experimento com o filtro *Butterworth* para filtrar o sinal e calcular parâmetros da variabilidade da frequência cardíaca (HRV). Os dados foram coletados com um sensor oxímetro com um filtro analógico RC passa-baixa, para remover ruídos de alta frequência. No filtro digital IIR *Butterworth* de segunda ordem, as frequências de corte ficaram entre 0,3 e 3Hz. Os parâmetros HRV foram calculados a partir dos dados coletados com o sensor oxímetro e com um equipamento ECG de referência e não houve diferença significativa entre as duas medições.

Um experimento comparativo dos filtros digitais foi realizado no tra-

balho de Liang et al. [19]. O objetivo foi verificar a qualidade do sinal após a passagem dos filtros média móvel, mediano, FIR, *Butterworth*, *Chebyshev*, elíptico e da transformada *wavelet* em diversas ordens de filtro. Para determinar se o sinal PPG era excelente, aceitável ou impróprio foi utilizado o índice de qualidade do sinal (SQI) em cada sinal filtrado. Os resultados mostraram que o filtro com os maiores índices de qualidade foi o *Chebyshev* tipo II (4^a a 20^a ordem), seguido do *Butterworth* (4^a ordem), média móvel, elíptico e FIR.

Um resumo dos trabalhos relacionados é apresentado na Tabela 4.2. Nota-se que a redução de ruídos em sinais PPG é um assunto estudado há algum tempo e a maioria das técnicas apresentadas necessitam que o ruído seja caracterizado, seja por um monitoramento externo como o sensor acelerômetro ou uma estimativa a partir da entrada original.

4.3 Considerações Finais

Este capítulo apresentou trabalhos científicos relacionados a esta proposta de mestrado com ênfase nos estudos visando identificar locais adequados para colocação do sensor fotopletoislográfico no animal, e na adoção de algoritmos e técnicas para extração de ruídos do sinal PPG. Observa-se que muitos trabalhos voltados para identificação de locais para o sensor são realizados em ambientes controlados o que demonstra a viabilidade da técnica de oximetria mas inviabiliza a aplicação em situações onde o animal deve utilizar o sensor para fins de monitoramento não-invasivo. Sobre a utilização de técnicas de filtragem, os trabalhos consultados foram voltados para aquisição de sinais em humanos, o que também acaba por dificultar a aplicação imediata no contexto de uso em bovinos.

Como já existe o protótipo do dispositivo que será utilizado neste trabalho, não será possível adicionar circuitos extras para o sinal de referência do ruído. Assim, o caminho deve ser as técnicas de estimativa via *software* para se extrair os artefatos indesejados do sinal coletado dos bovinos e gerar as informações de frequência cardíaca e respiratória. No próximo capítulo será apresentada a plataforma desenvolvida para o monitoramento dos animais que é a base para os estudos e desenvolvimentos de novas funcionalidades pretendidas neste trabalho.

Tabela 4.2: Síntese dos trabalhos de filtragem e redução de ruídos

Autores	Técnica de filtragem	Descrição da técnica
Han et al. (2007)	Mínimos quadrados médios normalizado (NLMS)	Uso de sensor acelerômetro como referência do ruído e entrada no algoritmo do NLMS
Yousefi et al. (2013)	Mínimos quadrados médios normalizado (NLMS)	Geração de referência do ruído pela variação do sangue venoso e do tecido nos sinais PPG de espectro vermelho e infravermelho e filtragem do sinal pelo NLMS em 2 estágios
Ram et al. (2011)	Mínimos quadrados médios de tamanho de passo adaptativo (AS-LMS)	Geração de referência do ruído a partir do sinal original e filtragem pelo método AS-LMS
Kim & Yoo (2006)	Análise de componentes independentes (ICA) com pré-processamento	Pré-processamento do sinal e separação do ruído pelo método ICA
Peng et al. (2014)	Análise de componentes independentes restritos (cICA) e mínimos quadrados médios (LMS)	Pré-processamento do sinal, separação do sinal por cICA e filtragem LMS para recuperação da componente DC do sinal
Lee et al. (2020)	Análise de componentes independentes (ICA)	Pré-processamento dos sinais, separação dos sinais por ICA, escolha do melhor sinal de cada sensor e decomposição em valores singulares
Kim & Ahn (2018)	Filtro passa-baixa analógico e filtro passa-faixa recursivo (IIR) <i>Butterworth</i> de 2 ^a ordem	Sinal passa pelo filtro analógico e depois pelo filtro digital
Liang et al. (2018)	Comparativo dos filtros média móvel, mediano, FIR, <i>Butterworth</i> , <i>Chebyshev</i> , elíptico e da transformada <i>wavelet</i>	Sinais PPG filtrados por cada tipo e em diversas ordens de filtro e avaliados quanto à qualidade do sinal

Capítulo 5

Plataforma Eletrônica de Monitoramento Bovino

Este capítulo apresenta o desenvolvimento da Plataforma Eletrônica de Monitoramento Bovino (*Bovine Electronic Platform* - BEP), que tem por objetivo realizar a coleta não invasiva de dados fisiológicos de bovinos de forma contínua. Uma versão preliminar dessa plataforma foi apresentada em [34] mas possuía como principais limitações a comunicação dos dados coletados para uma estação base e para a nuvem computacional, além da ausência de técnicas de eliminação de ruídos e filtragem dos sinais coletados.

A BEP desenvolvida no âmbito deste trabalho de mestrado consiste de um dispositivo com sensores oxímetro, de radiação ultravioleta e de temperatura cutânea que são acoplados no cabresto do animal e capturam dados fisiológicos e ambientais. Os dados coletados são enviados periodicamente para uma estação base de recepção via comunicação sem fio. A estação, por sua vez, envia os dados para um ambiente de software em nuvem computacional, onde os dados são processados para fins de eliminação de ruídos, visando fornecer informações de frequência cardíaca, respiratória, temperatura corporal e dados ambientais. Há ainda o sistema WEB e aplicativo para dispositivos móveis, por meio dos quais é possível acessar o histórico e análises dos dados do rebanho monitorado (Figura 5.1).

A plataforma é dividida em três subsistemas, apresentados na Figura 5.2, que englobam desde a captura dos dados fisiológicos dos animais até a apresentação das informações ao usuário.



Figura 5.1: Utilização da BEP.

O Subsistema 1, de captação de sinais fisiológicos e ambientais, consiste do equipamento eletrônico dotado de sensores para coleta dos dados de temperatura cutânea, índice ultravioleta e sinais fotopleletismográficos. O equipamento possui bateria, relógio de tempo real e rádio transceptor, e é colocado no cabresto, com os sensores fisiológicos posicionados em contato com o corpo do animal.

O Subsistema 2, de recepção de dados, compreende um equipamento fixo, denominado estação base, responsável por receber os dados dos dispositivos e transmiti-los para interface (*Application Program Interface* - API) da plataforma em ambiente de nuvem. O subsistema 2 é a interface entre o hardware e o software da plataforma.

Por fim, há o Subsistema 3, de armazenamento, tratamento e apresentação das informações, que consiste do armazenamento no banco de dados e tratamento dos sinais fisiológicos e ambientais recebidos pela API para geração de informações, que são apresentadas ao usuário por meio de sistema *WEB* e aplicativo para *smartphones*.

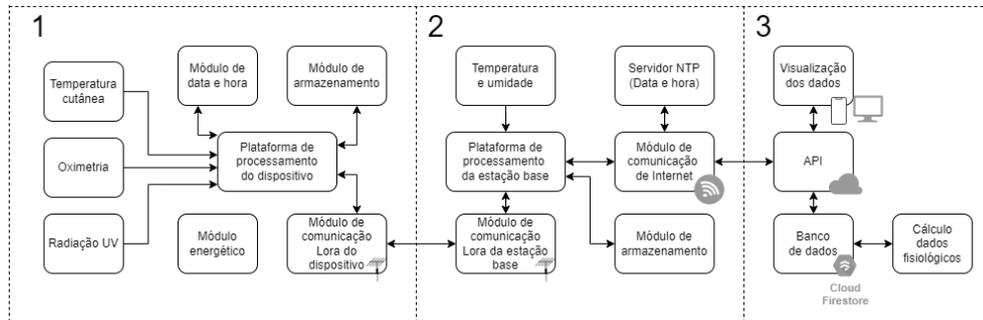


Figura 5.2: Diagrama de blocos dos subsistemas da plataforma.

5.1 Subsistema de Captação de Sinais Fisiológicos e Ambientais

Este subsistema é composto por circuitos eletrônicos e sensores responsáveis pela aquisição de sinais fisiológicos do animal e dados do ambiente. Para a coleta dos dados ambientais é utilizado um sensor de radiação ultravioleta e para os sinais fisiológicos são utilizados dois sensores distintos, um para a temperatura cutânea e outro para a oximetria.

Para o funcionamento autônomo, o dispositivo eletrônico é alimentado por uma bateria de polímero de lítio, além de possuir circuito para carregamento da bateria através do conector USB. A duração da bateria depende do período de coleta configurado. Para coleta e envio de dados a cada 15 minutos, o tempo de autonomia estimado é de 25 dias. O conjunto eletrônico ainda conta com relógio de tempo real para identificação do horário de coleta dos dados e um rádio transceptor, que utiliza a tecnologia LoRa, para envio dos dados coletados.

O controle lógico do dispositivo é realizado pelo microcontrolador ESP32, responsável por gerenciar as rotinas de leitura dos dados dos sensores, atualização do relógio de tempo real e comunicação com a estação base.

O fluxograma das tarefas realizadas neste subsistema é apresentado na Figura 5.3. O processo de coleta, gravação e transmissão ocorre da seguinte forma:

1. Despertar do sistema: o dispositivo sai do modo de hibernação após o

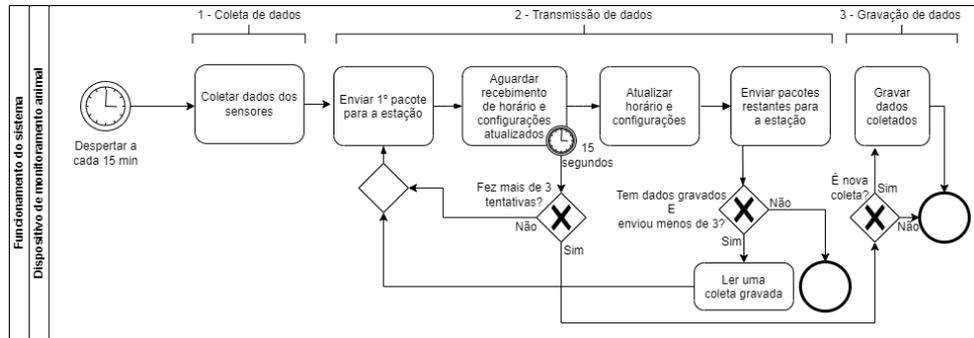


Figura 5.3: Fluxograma das funcionalidades do dispositivo.

período configurado;

2. Coleta de dados: após o despertar, a leitura dos sensores é realizada;
3. Transmissão dos dados: o dispositivo liga o rádio e envia um pacote para a estação base com a primeira parte dos dados. Se estiver apta, a estação responde com as configurações de coleta e horário, autorizando o envio do restante dos dados. O dispositivo, então, envia o restante dos dados e encerra a transmissão. Se possuir mais dados que devem ser transmitidos, reinicia o processo de transmissão;
4. Gravação de dados: se não conseguir contato com a estação base, o dispositivo realiza o registro persistente, em memória *flash* interna, da coleta atual para enviar os dados em um momento que a comunicação for estabelecida;
5. Hibernação: o dispositivo desliga todos os sensores e rádio e entra no modo de hibernação pelo tempo configurado.

O protocolo de comunicação foi desenvolvido visando deixar o processo mais tolerante a falhas além do enfoque na redução de consumo energético. Todos os pacotes possuem um cabeçalho contendo o identificador único do destinatário, seja dispositivo ou estação base, e o tamanho da mensagem em bytes. O tamanho máximo dos pacotes é de 256 bytes, incluindo o cabeçalho.

5.2 Subsistema de Recepção de Dados

A estação base da plataforma tem o papel de receber os dados dos dispositivos nos animais e enviar para a API em nuvem computacional, por meio do protocolo *Wifi*. A estação consiste em um equipamento físico, alimentado por uma fonte de alimentação de 12V, e pode se comunicar a uma distância de até 1,5 km com os dispositivos. A estação utiliza o microcontrolador ESP32, que possui suporte para os protocolos *Bluetooth* e *Wifi* integrados. Assim, por meio do aplicativo e *Bluetooth* configura-se a rede *Wifi* que a estação deve estar conectada para enviar os dados recebidos dos dispositivos. Além disso, há instalado, na estação base, o sensor HIH7120 responsável pela coleta de dados de temperatura e umidade do ambiente. Esses dados também são enviados para a API em nuvem computacional para que o usuário desse sistema possa ter informações ambientais sobre o local em que os animais se encontram.

O fluxograma das tarefas realizadas pela estação base está dividido em categorias e é apresentado na Figura 5.4.

1. Recepção: a estação base permanece sempre com o rádio ligado aguardando comunicação dos dispositivos. Assim que recebe uma mensagem de início de conexão, envia informações de horário e configuração e aguarda o envio dos dados restantes do dispositivo. Durante esse processo, a estação base ignora mensagens de outros dispositivos até a comunicação ser encerrada;
2. Envio para nuvem: após receber os dados, a estação base envia-os para a API;
3. Gravação: caso a conexão à rede *Wifi* não seja estabelecida ou tenha ocorrido algum problema no envio dos dados, os mesmos devem ser salvos em cartão microSD na estação base;
4. Envio de dados gravados: a cada minuto a estação base verifica se há conexão *Wifi* disponível e se há dados no cartão microSD a serem enviados. Em caso afirmativo, cada coleta é enviada e, após a confirmação, o conjunto de dados enviado é excluído do cartão.

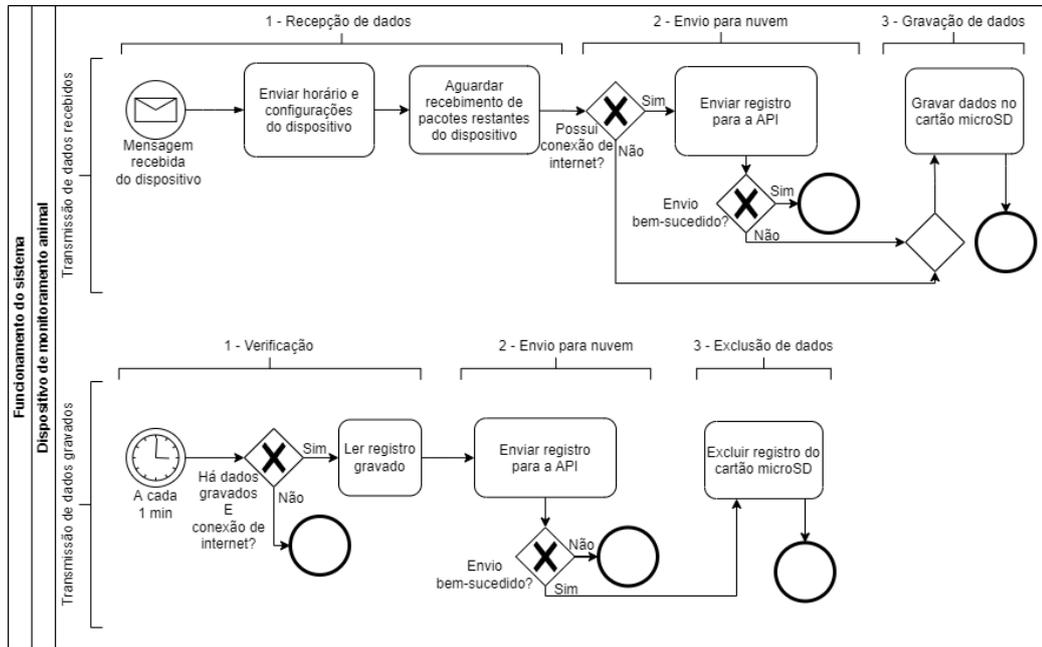


Figura 5.4: Fluxograma das funcionalidades da estação base.

5.3 Subsistema de Armazenamento, Tratamento e Apresentação das Informações

Este subsistema abrange softwares da plataforma e consiste da API que recebe e realiza o tratamento dos dados dos dispositivos, o banco de dados onde as informações são armazenadas e a interface de usuário onde os dados podem ser visualizados.

A API foi desenvolvida em NodeJs e, como pode ser observado no fluxograma da Figura 5.5, possui um *endpoint* que recebe os dados enviados pela estação. Os dados de temperatura e umidade do ambiente, que são coletados pela própria estação, são salvos diretamente no banco de dados. Os dados fisiológicos, coletados pelo dispositivo no animal, são relacionados com os dados do dispositivo que coletou os dados e armazenados. Após cada conjunto de dados armazenado no banco, uma função é chamada para realizar o cálculo da frequência cardíaca e respiratória a partir do sinal PPG coletado.

Os softwares do projeto utilizam produtos da plataforma Firebase, do Google. A API é fornecida por meio das *Cloud Functions*. *Cloud Firestore*

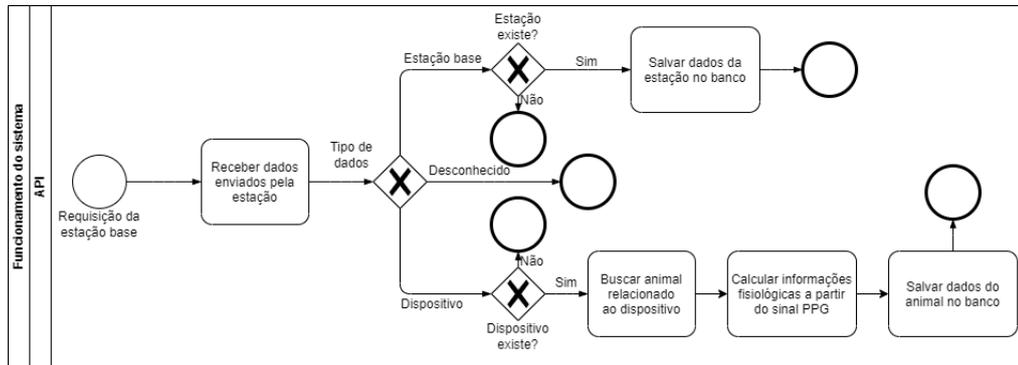


Figura 5.5: Fluxograma da API.

é o banco de dados NoSQL, hospedado na nuvem, que armazena os dados e sincroniza automaticamente entre todos os dispositivos de software.

O software que o usuário pode utilizar para interagir com o conjunto de dados consiste de uma aplicação WEB e aplicativo para dispositivos móveis que compartilham o mesmo código, pois foram implementados utilizando ferramentas para código multiplataforma. As funcionalidades de ambos os softwares, aplicação web e aplicativo móvel, são:

- Gerenciamento de animais;
- Gerenciamento de dispositivos;
- Gerenciamento de usuários;
- Gerenciamento de grupos;
- Dashboard.

As funcionalidades de gerenciamento referem-se à listagem, adição, edição e remoção de animais, dispositivos, usuários e grupos (Figura 5.6). Por meio do gerenciamento, algumas configurações dos dispositivos também podem ser alteradas em campo como o intervalo de gravação dos dados. A *dashboard* da aplicação possui gráficos para visualização dos dados coletados que podem ser filtrados por período e agrupados por estação e animais.

O aplicativo está publicado na loja *Play Store*¹ e o sistema WEB está

¹<https://play.google.com/store/apps/details?id=com.bemestaranimal.bepmobile>

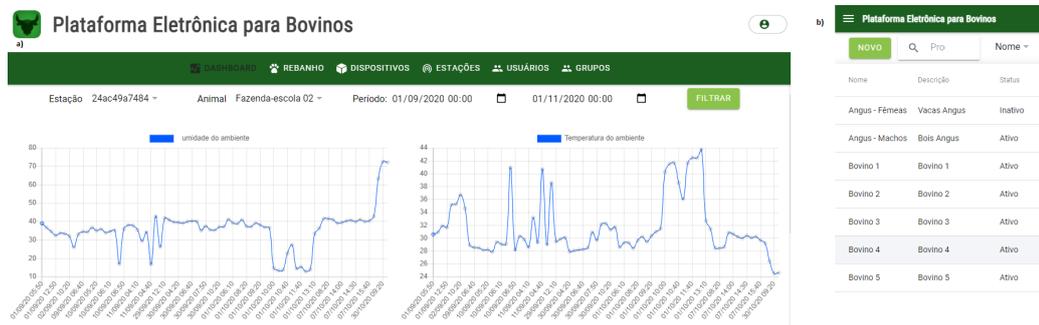


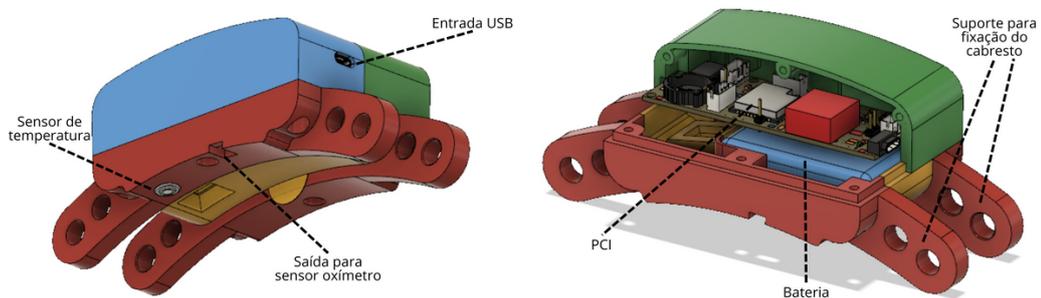
Figura 5.6: Softwares: a) Sistema WEB e b) Aplicativo para *smartphones*.

hospedado no serviço *Hosting* do *Firebase*. A autenticação é realizada por meio do serviço *Authentication*.

5.4 Encapsulamento do Dispositivo

Para viabilizar a utilização dos dispositivos eletrônicos junto aos animais para a coleta dos dados fisiológicos, foi desenvolvido um invólucro, posteriormente produzido na impressora 3D utilizando filamentos de ABS. O projeto foi desenvolvido com o software de modelagem 3D Autodesk Fusion 360 e levou em consideração premissas para redução de entrada de poeira e gotas de chuva, assim que a proteção do invólucro está próxima do padrão IP65.

O encapsulamento desse invólucro possui suportes nas extremidades para passagem da fita do cabresto do animal, onde o dispositivo é acoplado. A tampa possui vedação e o fechamento é realizado por parafusos. Internamente são colocados a bateria e a placa de circuito impresso (PCI) do dispositivo (Figura 5.7b). Há, ainda, uma entrada USB para carregamento da bateria com vedação contra água e poeira (Figura 5.7a). O sensor de temperatura é posicionado na parte inferior do dispositivo pois precisa estar em contato com o corpo do animal e o sensor oxímetro é ligado por um cabo ao encapsulamento. Também foi produzida uma proteção de metal para o invólucro objetivando fornecer mais resistência ao invólucro durante seu uso contínuo pelos animais (Figura 5.7c).



(a) Conjunto completo.

(b) Vista interna.



(c) Equipamento real.

Figura 5.7: Projeto do encapsulamento e equipamento com sensor oxímetro e proteção de metal.

5.5 Considerações Finais

Neste capítulo foi apresentada a Plataforma Eletrônica de Monitoramento Bovino, desenvolvida para o monitoramento contínuo e não invasivo dos sinais fisiológicos de bovinos. A plataforma possui desde circuitos eletrônicos para coleta, armazenamento e transmissão de dados fisiológicos e ambientais, acoplamento do dispositivo nos animais, até armazenamento em nuvem e apresentação das informações em sistema WEB. No próximo capítulo serão apresentados os resultados deste trabalho a partir dos dados coletados com esse dispositivo.

Capítulo 6

Experimentos e Resultados

Este capítulo apresenta os experimentos realizados com a Plataforma Eletrônica de Monitoramento. Os experimentos permitiram validar a coleta de sinais PPG em bovinos em diferentes posições no animal e avaliar técnicas de extração de ruídos desses sinais.

6.1 Metodologia

Os experimentos aqui apresentados visaram avaliar e validar um local de posicionamento do sensor fotopleletismográfico para coleta de sinais PPG em bovinos e realizar o tratamento do sinal para geração de informações fisiológicas como a frequência cardíaca. Os experimentos foram realizados na Embrapa Gado de Corte (EMBRAPA-GC) e Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da UFMS (FAMEZ/UFMS) em Campo Grande - MS e na Fazenda Escola da UFMS (FAZENDA/UFMS) em Terenos - MS. Os experimentos com animais realizados no âmbito deste trabalho de mestrado estão registrados no Comitê de Ética e Uso de Animais (CEUA) da UFMS sob número: 1.185/2021. As seguintes configurações e premissas foram definidas sobre os experimentos:

- Utilização de animais machos e fêmeas nas condições **Sedados**, **Contidos** indicando que estão no tronco de contenção e **Soltos** no pasto (Tabela 6.1);

- Sensor oxímetro posicionado sobre artérias da testa, pescoço e região atrás do chifre;
- Tricotomia no local de posicionamento do sensor;
- A Plataforma Eletrônica de Bovinos envia os dados coletados para um computador/estação base via cabo ou módulo de rádio;
- Validação com o equipamento Garmin, que mede a frequência cardíaca por eletrocardiografia (ECG).

Tabela 6.1: Animais utilizados nos experimentos

Animal	Condição	Idade	Raça
Animal 1	Sedado	30 meses	Sem raça definida (SRD)
Animal 2	Sedado	18 meses	Sem raça definida (SRD)
Animal 3	Sedado	18 meses	Sem raça definida (SRD)
Animal 4	Contido	18 meses	Girolando
Animal 5	Contido	18 meses	Girolando
Animal 6	Contido e solto	22 meses	Girolando
Animal 7	Contido	21 meses	Girolando
Animal 8	Sedado	18 meses	Sem raça definida (SRD)
Animal 9	Solto	22 meses	Girolando
Animal 10	Solto	16 meses	Nelore

O sensor oxímetro utilizado é o MAX30102, que possui comunicação via barramento I2C, LEDs no espectro vermelho (660 nm) e infravermelho (880 nm), fotodetector de 600 a 900nm, resolução de 18 bits, filtro de rejeição à luz ambiente e permite configurações como seleção e intensidade do LED, taxa de amostragem, largura de pulso e faixa de trabalho do conversor analógico-digital. A Plataforma Eletrônica de Monitoramento Bovino foi configurada com os seguintes parâmetros:

- Taxa de amostragem de 25Hz;
- 15 segundos de sinal PPG coletados de maneira contínua por amostra;
- Utilização do espectro infravermelho do sensor oxímetro;
- Amostras coletadas a cada 30 segundos para animais sedados ou contidos e a cada 15 minutos para animais soltos no pasto.

O dispositivo utilizado para validação dos experimentos é a cinta para monitoramento cardíaco Garmin (Figura 6.1a), que possui eletrodos que monitoram a função cardíaca por meio da técnica de eletrocardiografia. Nos experimentos, a cinta foi colocada sobre o tórax do animal e envia os dados de frequência cardíaca para o relógio *Forerunner 910XT* (Figura 6.1b) via *Bluetooth*, onde os dados são armazenados e posteriormente enviados para o computador.



(a) Cinta de monitoramento cardíaco.



(b) Relógio para captura de dados da cinta.

Figura 6.1: Equipamento de referência para validação dos experimentos.

Durante os experimentos com os animais contidos e sedados, os dados foram recebidos no computador via porta serial e salvos em arquivos. Para a visualização da forma de onda, os dados eram plotados em tempo real utilizando o *software* Kst [25]. Para os animais soltos, a estação base da plataforma recebia os dados e armazenava no banco de dados em nuvem computacional. A partir da infraestrutura em nuvem era possível buscar os sinais coletados para análise.

6.2 Filtragem do Sinal e Cálculo dos Parâmetros Fisiológicos

Para realizar a filtragem dos dados coletados nos experimentos foram utilizados filtros digitais *Butterworth* e *Chebyshev* tipo II, de ordem 4 e do tipo passa-faixa com frequências de corte de 0,7 e 3,5Hz.

O *script* para filtragem dos dados foi implementado na linguagem

Python com o auxílio da biblioteca *SciPy*, que já implementa os filtros utilizados. O código a seguir foi utilizado para a filtragem dos sinais:

```
1 from scipy import signal
2
3 fs = 25 # taxa de amostragem
4 Fc = [.7, 3.5] # freq. de corte
5 n = 4 # ordem do filtro
6
7 # Butterworth
8 sos = signal.butter(n, Fc, 'bp', output='sos', fs = fs)
9 filteredButterworth = signal.sosfiltfilt(sos, ppgData)
10
11 # Chebyshev II
12 sos = signal.cheby2(n, 20, Fc, 'bp', output='sos', fs = fs)
13 filteredChebyshev = signal.sosfiltfilt(sos, ppgData)
```

A Figura 6.2 apresenta um exemplo, coletado de um animal, do sinal original (sem filtragem) e após a filtragem com filtros *Butterworth* e *Chebyshev* do tipo II.

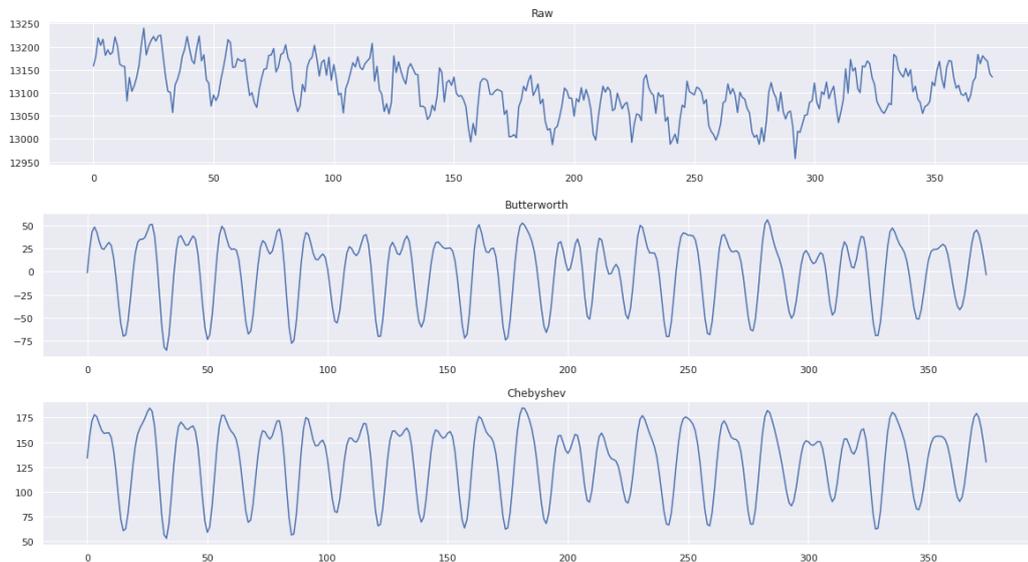


Figura 6.2: Sinal original (*Raw*) filtrado com *Butterworth* e *Chebyshev* II.

Observa-se que os ruídos de frequências mais altas são removidos do sinal original após a filtragem e que os sinais filtrados são muito similares, porém a filtragem com *Chebyshev* tipo II é um pouco mais suavizada devido à rápida transição na frequência de corte.

Para o cálculo da frequência cardíaca e respiratória a partir do sinal PPG foi utilizada a biblioteca *heartPy* [42], que possui algoritmos validados para extrair as informações fisiológicas. O sinal PPG precisa ser filtrado pois os algoritmos não conseguem detectar corretamente os picos do sinal original, que possui vários picos menores ao longo da onda.

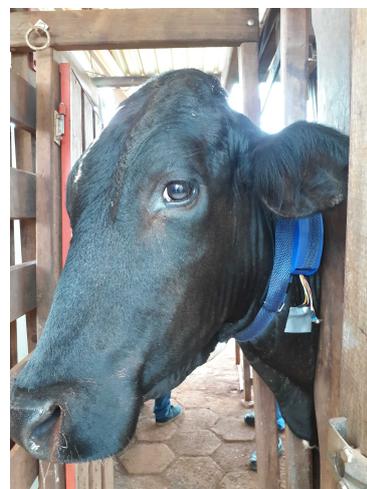
Nas seções seguintes são apresentados os resultados da filtragem e cálculo da frequência cardíaca realizados sobre os dados coletados nos experimentos em campo.

6.3 Experimentos com Sensor Posicionado no Pescoço

Experimentos com o sensor localizado no pescoço foram realizados apenas na FAMEZ/UFMS e FAZENDA/UFMS, com o animal sedado e contido (Figura 6.3). A escolha desse local para posicionamento do sensor oxímetro deve-se à artéria carótida comum que passa no pescoço do animal (Figura 6.4).



(a) Animal sedado.



(b) Animal contido.

Figura 6.3: Experimentos com o sensor oxímetro no pescoço.

Nestes experimentos foram obtidas amostras de cinco animais diferentes e não foi possível utilizar o equipamento de validação Garmin. Os resultados desses experimentos são apresentados na Tabela 6.2, com a frequência

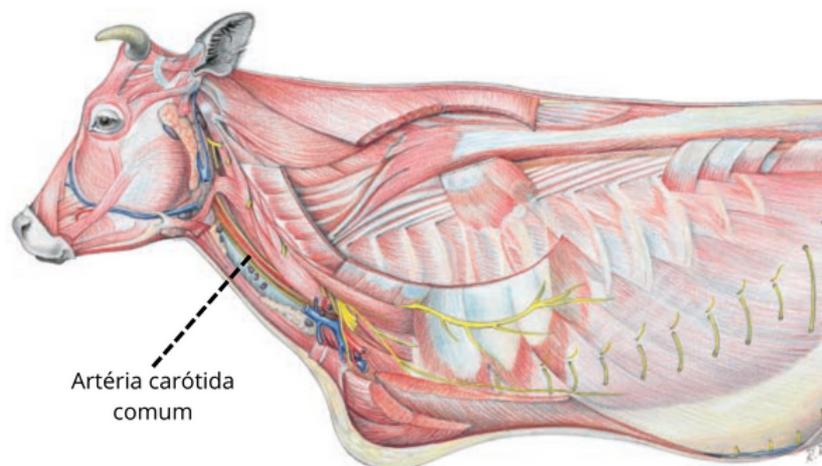


Figura 6.4: Artéria carótida comum no pescoço [5].

cardíaca (Batimentos por Minuto - BPM) calculada para a amostra sem filtragem e com combinações de filtros. Para amostras em que o algoritmo não consegue realizar o cálculo de BPM, o dado é representado por um traço (-). A primeira coluna indica o estado ou condição do animal durante o experimento. A segunda e terceira colunas indicam o animal e a quantidade de amostras utilizadas para cada animal. A quarta, quinta e sexta colunas apresentam os dados de BPM sem qualquer processamento (BPM) e após a aplicação dos filtros *Butterworth* e *Chebyshev*.

Tabela 6.2: Frequência cardíaca das amostras coletadas no pescoço (BPM)

Condição	Animal	Amostra	Raw	Butterworth	Chebyshev
Sedado	Animal 1	P1	48	48	44
	Animal 2	P2	-	66	78
	Animal 3	P3	91	98	94
		P4	143	64	79
		P5	-	72	72
Contido	Animal 4	P6	159	110	108
		P7	95	74	69
		P8	101	77	77
	Animal 5	P9	128	85	90
		P10	95	99	98
		P11	87	91	92

Os resultados da tabela apresentam para algumas amostras, diferenças significativas entre o valor calculado sobre as amostras originais (*Raw*) e os

dados após as filtragens. Entretanto, após análise estatística utilizando os testes de normalidade de Shapiro e aplicando a análise de variância (ANOVA) [20] entre os três (*Raw*, *Butterworth* e *Chebyshev*) tipos de resultados, não foram identificados, considerando um nível de significância $\alpha = 0.05$, efeitos estatísticos significativos ($p - value > \alpha$) para representar diferenças entre as duas técnicas de filtragem. Mesmo assim, pode-se notar que, como o valor obtido pelo sensor possui muitos ruídos de diferentes naturezas, o algoritmo de frequência cardíaca tem dificuldade de localizar os picos da onda. Após a filtragem por *Butterworth* ou *Chebyshev* a onda é suavizada com a eliminação de ruídos de alta frequência e os picos verdadeiros do sinal PPG ficam mais evidentes.

A coleta de sinal PPG no pescoço de bovinos foi realizada de forma satisfatória nos experimentos, portanto pode-se considerar como um possível local de captura. Entretanto, durante os experimentos houve certa dificuldade para encontrar o ponto correto de posicionamento do sensor, assim como manter o sensor fixo durante a coleta. Além disso, destaca-se que o pescoço é uma região de muita mobilidade, o que afeta diretamente a qualidade do sinal por conta dos artefatos de movimento gerados. Inclusive, essa mobilidade é um dos fatores de dificuldade para se utilizar o sensor nesse local em animais a pasto.

6.4 Experimentos com Sensor Posicionado na Testa

Os experimentos com o sensor posicionado na testa foram realizados com animais sedados, contidos e soltos, conforme Figura 6.5. Ressalta-se que o trabalho [34] apresenta resultados preliminares com a utilização do sensor sobre a testa dos animais e contribui para a evolução do desenvolvimento da Plataforma Eletrônica de Monitoramento Bovino. O local onde o sensor foi posicionado fica próximo de artérias como a angular do olho, palpebral e cornual que irrigam a região da testa (Figura 6.6). Nos experimentos realizados adotou-se a tricotomia (raspagem dos pelos) sobre o local onde o sensor é posicionado a fim de facilitar o contato do mesmo com a pele do animal e, como consequência, dirimir eventuais ruídos de coleta devido a presença de pelos nessa região.

A Tabela 6.3 apresenta a frequência cardíaca das amostras coletadas



(a) Animal sedado. (b) Animal contido. (c) Animal solto.

Figura 6.5: Experimentos com o sensor oxímetro na testa.

na testa de cinco animais diferentes, desta vez com o uso do equipamento de validação Garmin na maioria das coletas. Assim como nos experimentos no pescoço, o sinal original (sem filtragem) possui muitos ruídos que dificultam a estimativa da frequência cardíaca.

Tabela 6.3: Frequência cardíaca das amostras coletadas na testa (BPM)

Condição	Animal	Amostra	Garmin	Raw	Butterworth	Chebyshev
Sedado	Animal 2	T1	-	137	105	98
	Animal 3	T2	-	137	112	101
Contido	Animal 4	T3	-	69	70	68
		T4	-	73	61	61
	Animal 6	T5	72	99	76	81
		T6	72	-	59	70
		T7	72	91	77	73
		T8	76	107	76	77
Animal 7	T9	72	-	91	82	
Solto	Animal 6	T10	72	146	89	90
		T11	73	155	77	83

Pode-se observar pela Tabela 6.3 que os valores calculados sobre as amostras filtradas são relativamente próximos entre si. Eventuais diferenças entre os resultados dos filtros pode ser devido à característica de cada filtro, pois o *Butterworth* atenua um pouco à frente da frequência de corte e o *Chebyshev* tem ação mais acentuada, deixando o sinal resultante diferente.

Comparando-se a frequência cardíaca calculada com o dispositivo Garmin, percebe-se uma aproximação maior das amostras filtradas por

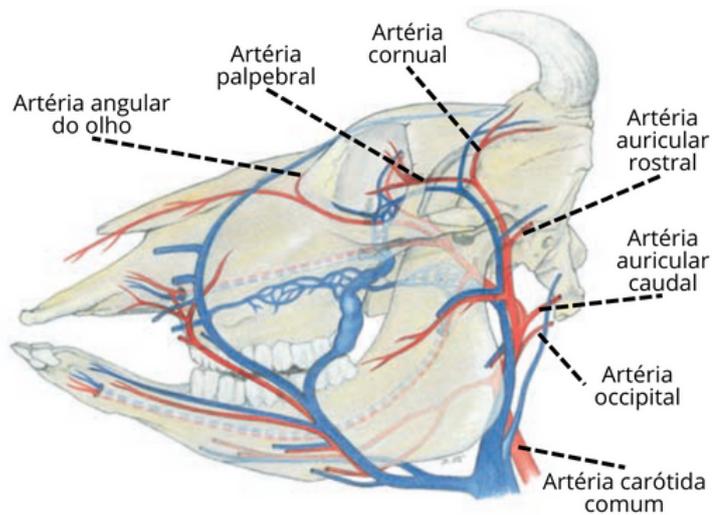


Figura 6.6: Artérias da cabeça de bovinos [5].

Chebyshev tipo II com o valor esperado do que com o *Butterworth*. A diferença de valores entre esse dispositivo e as amostras coletadas pode ser devido a outros fatores experimentais como a pressão do sensor aplicada com a mão e o movimento do animal durante as coletas. Portanto, a fixação adequada do sensor auxilia na isonomia dos experimentos e possibilita a coleta dos dados com mínima interferência humana.

Análises estatísticas sobre cada uma das condições experimentais dos animais foram realizadas. A partir da validação da normalidade dos dados (aplicação do teste de normalidade de Shapiro-Wilk) e utilização dos testes ANOVA e TukeyHSD (teste *post-hoc* ajustado)) pode-se observar que:

- Sobre a condição **Sedado**, há diferença significativa ($p - value < \alpha$) entre os resultados originais (*Raw*) e os aplicados com os filtros mas não há presença de efeitos significativos para justificar a diferença entre as técnicas *Butterworth* e *Chebyshev*;
- Sobre a condição **Contido** não foram identificados efeitos estatísticos significativos entre as três técnicas (*Raw*, *Butterworth* e *Chebyshev*). Embora, como é possível observar pelos resultados da tabela, os resultados das técnicas de filtragem estão mais próximos dos valores obtidos pelo dispositivo Garmin;
- Sobre a condição **Solto**, a aplicação dos testes estatísticos revelaram diferença estatística significativa entre os resultados originais (*Raw*) e

as demais técnicas. Entretanto, não foi identificada diferença estatística entre os resultados do dispositivo Garmin e os resultados gerados pelas técnicas de filtragem.

Para os experimentos com o animal solto foi utilizado adesivo cirúrgico para fixar o sensor no animal. Porém, como o adesivo não mantinha o sensor por muito tempo, utilizou-se também uma fita elástica passando pela testa. Mesmo com a coleta de dados adotando esses recursos, após algum tempo alguns animais conseguiram empurrar a fita para trás do chifre. Assim, deve-se acompanhar os animais que estejam utilizando o dispositivo para que não retirem o sensor do local de medição. Conclui-se, pelos experimentos realizados e dados coletados, que a testa é um local adequado para captura do sinal PPG, desde que seja feita a tricotomia no animal, pois é uma área com muitos pelos.

6.5 Experimentos com Sensor Posicionado na Nuca

O uso do sensor oxímetro sobre a região da nuca dos bovinos não foi abordada em outros trabalhos encontrados na literatura da área. Essa posição foi escolhida após observações sobre o comportamento dos animais com o sensor (e plataforma eletrônica) nessa posição, assim como a análise da qualidade do sinal coletado nesse local. Observou-se que a nuca é um local mais difícil para o animal retirar o sensor, deixando-o mais tempo em contato com a pele. Essa região da nuca, logo atrás do chifre, pode ser irrigada pelas artérias cornual e occipital que sobem pela cabeça, além das artérias auriculares caudal e rostral, mais próximo à base da orelha (Figura 6.6).

Os experimentos foram realizados com 4 animais diferentes, sendo um sedado, um contido e dois soltos no pasto. Nos experimentos com o animal contido e sedado houve a realização da tricotomia na região de coleta e posicionamento do sensor. Nos animais a pasto, o período mínimo de coleta foi de 2 dias ininterruptos.

Os resultados dos experimentos com animais contidos, apresentados na Tabela 6.4, mostram uma grande diferença entre os valores medidos pela plataforma e pelo Garmin. Nessa situação, o animal apresentou-se irritado com muitos movimentos da cabeça, o que gera muitos artefatos de movimento



Figura 6.7: Experimentos com o sensor oxímetro na região atrás do chifre.

presentes no mesmo espectro de frequência do sinal PPG. Não foi possível utilizar o Garmin com animais soltos a pasto, mas comparando-se o sinal filtrado com o sinal bruto coletado, há pouca diferença de frequência cardíaca pois nesse local de captura o sensor fica bem estável e menos suscetível aos movimentos do animal, portanto o sinal original não possui tanto ruído como nos outros locais.

Tabela 6.4: Frequência cardíaca das amostras coletadas na nuca (BPM)

Condição	Animal	Amostra	Garmin	Raw	Butterworth	Chebyshev
Sedado	Animal 8	C1	52	103	74	67
		C2	60	104	91	93
		C3	52	99	66	70
Contido	Animal 6	C4	72	174	113	114
		C5	72	113	112	113
		C6	72	122	113	113
Solto	Animal 9	C7	-	78	69	70
		C8	-	68	68	68
	Animal 10	C9	-	74	74	75
		C10	-	75	73	73

Análises estatísticas sobre cada uma das condições experimentais dos animais foram realizadas aplicando-se os mesmos testes utilizados na seção 6.4. A partir dos testes foi possível observar que:

- Sobre as condições **Sedado** e **Contido**, há diferença significativa entre os resultados obtidos pelo dispositivo Garmin e os resultados originais.

nais (*Raw*) e os filtros. Há diferença significativa entre os resultados originais e os aplicados com os filtros. Não há presença de efeitos significativos para justificar a diferença entre as técnicas *Butterworth* e *Chebyshev*;

- Sobre a condição **Solto**, a aplicação dos testes estatísticos não revelaram diferença estatística significativa entre os resultados originais (*Raw*) e as demais técnicas considerando os dois animais utilizados.

O uso do sensor oxímetro neste novo local é um avanço para soluções que precisam de informações de frequência cardíaca, respiratória e saturação de oxigênio e precisam realizar médios e longos períodos de monitoramento dos animais. A própria cinta Garmin é utilizada para obter a frequência cardíaca, porém conforme o animal se movimenta, a fita afrouxa até parar de capturar sinal. Os resultados coletados assim como as observações *in loco* realizadas durante os experimentos permitem notar que a nuca mostra-se como um local bem adequado para utilização do sensor oxímetro.

6.6 Considerações Finais

Neste capítulo foram apresentados a metodologia, os experimentos com a Plataforma Eletrônica de Monitoramento Bovino e os resultados obtidos sobre a estimativa de frequência cardíaca (BPM) dos animais. Os experimentos possibilitaram avaliar a coleta de sinal PPG em diferentes locais do corpo do animal e em diferentes situações, além de avaliar, via aplicação de testes estatísticos, o efeito do processamento do sinal com dois tipos de filtros. Os experimentos mostraram, ainda, as dificuldades em se realizar testes a campo com animais e como a presença de ruídos de movimento podem afetar os resultados.

Capítulo 7

Conclusões e Trabalhos Futuros

Este trabalho de mestrado objetivou a evolução tecnológica da Plataforma Eletrônica de Monitoramento Bovino, dispositivo voltado para o acompanhamento fisiológico de bovinos. A plataforma consiste de dispositivo de coleta de dados fisiológicos acoplada ao cabresto do animal, que envia os dados para uma estação base por comunicação de rádio e esta, por sua vez, encaminha os dados para a plataforma em nuvem, onde são realizados os cálculos das informações fisiológicas que são fornecidas aos usuários. O desenvolvimento tecnológico realizado pode ser destacado como melhorias nos sistemas de aquisição e processamento do sinal fotopleletismográfico (PPG) coletado via sensor oxímetro, por meio do estudo dos locais de captura e filtragem do sinal.

Para melhor entendimento do estado da arte do sensoriamento fisiológico de animais, foram estudados vários trabalhos com enfoque tanto no processo de captura de sinal e posicionamento de sensores nos animais, quanto na melhoria do dado PPG aplicando técnicas de processamento de sinal. Tais trabalhos foram essenciais para conhecer os locais do corpo do animal validados para aquisição do sinal PPG e para definição dos filtros utilizados para melhoria do sinal.

Os experimentos realizados permitiram validar a coleta de sinais PPG em bovinos em diferentes posições do corpo do animal e avaliar técnicas de filtragem para extração de ruídos desses sinais. A coleta de dados foi realizada com o sensor posicionado no pescoço, testa e nuca com os animais sedados, contidos e soltos (livres) no pasto. Os sinais originais (*Raw*) coletados possuíam ruídos que foram filtrados parcialmente, melhorando a qualidade

do sinal para a estimativa da frequência cardíaca.

Os resultados obtidos permitiram indicar que a aplicação dos filtros tem impacto significativo sobre a qualidade do sinal e, conseqüentemente, os cálculos de BPM quando comparado com a utilização do sinal original. Essas diferenças foram estatisticamente significativas após a aplicação de testes de análise de variância (ANOVA) e post-hoc (TukeyHSD) tendo como sinal de referência, valores coletados pelo dispositivo Garmin. De outra forma, considerando as amostras avaliadas, não foram identificadas diferenças estatísticas significativas entre os resultados obtidos pelos filtros *Butterworth* e *Chebyshev*, ambos mostraram-se adequados para utilização, principalmente porque, para várias amostras, não foram identificadas diferenças entre seus resultados e os valores do dispositivo Garmin.

Sobre a utilização do sensor em posições específicas do corpo do animal, pode-se notar que o acoplamento do sensor pode afetar os resultados pois há sensibilidade devido à pressão da mão sobre o sensor e os movimentos dos bovinos durante as coletas. No caso dos animais soltos, o uso do sensor na nuca mostrou-se mais promissor para o uso contínuo pois o sensor fica mais estável e menos suscetível aos movimentos como nos outros locais. Nesse sentido, destaca-se que não foram encontrados trabalhos, na literatura da área, indicando resultados com a aplicação do sensor oxímetro nessa posição específica do corpo do animal.

Vislumbra-se que a Plataforma Eletrônica de Monitoramento Bovino seja uma importante ferramenta para experimentos com coleta de sinais fisiológicos em campo para pesquisas relacionadas ao comportamento, saúde e bem-estar dos animais. Além do uso da plataforma como ferramenta, entende-se que este trabalho pode auxiliar outros projetos que visem desenvolver soluções para coleta de sinais fisiológicos de bovinos. A versão atual dessa plataforma já permite seu uso em trabalhos de pesquisa e avaliação experimental. Porém, há espaço para melhorias dessa solução. Assim, algumas propostas para desenvolvimento de trabalhos futuros são:

- Remoção dos artefatos de movimento do sinal PPG;
- Análise automatizada da qualidade do sinal PPG para inferência sobre a confiabilidade da informação fisiológica estimada;
- Desenvolvimento de estimativas de informações fisiológicas diretamente na plataforma eletrônica visando reduzir a sobrecarga de comunicação com a estação base;

- Experimentos com maior número de amostras e período amostral na condição com animais livres a pasto e, preferencialmente, com a utilização do dispositivo de referência visando aumentar o poder dos testes estatísticos e confirmar as conclusões sobre presença de efeitos indicadas neste trabalho;
- Caracterização do ruído do sinal PPG para estimação do comportamento do animal.

Referências Bibliográficas

- [1] Thomas M Banhazi and John 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.
- [2] Biosphera. 3d bovine anatomy. <https://biosphera3d.com/product/3d-bovine-anatomy-software/>, 2020.
- [3] U Bleul and W Kähn. Monitoring the bovine fetus during stage ii of parturition using pulse oximetry. *Theriogenology*, 69(3):302–311, 2008.
- [4] Donald Broom and Carla Molento. Bem-estar animal: conceito e questões relacionadas - revisão. *Archives of Veterinary Science*, 9, 04 2005.
- [5] Klaus-Dieter Budras, Robert E Habel, Robert E Habel, Anita Wunsche, Silke Buda, et al. *Bovine Anatomy: An Illustrated Text*. Schlütersche, 2003.
- [6] Gerardo Caja, Andreia Castro-Costa, and Christopher H Knight. Engineering to support wellbeing of dairy animals. *Journal of Dairy Research*, 83(2):136–147, 2016.
- [7] Joost Coghe, Ch Uystepuyst, Fabrice Bureau, and R Lekeux. Non-invasive assessment of arterial haemoglobin oxygen saturation in cattle by pulse oximetry. *Veterinary Record*, 145(23):666–669, 1999.
- [8] Parastoo Dehkordi, Ainara Garde, Behnam Molavi, J Mark Ansermino, and Guy A Dumont. Extracting instantaneous respiratory rate from multiple photoplethysmogram respiratory-induced variations. *Frontiers in physiology*, 9:948, 2018.

- [9] Duarte Dias and João Paulo Silva Cunha. Wearable health devices—vital sign monitoring, systems and technologies. *Sensors*, 18(8):2414, 2018.
- [10] Tamara L Grubb and David E Anderson. Assessment of clinical application of pulse oximetry probes in llamas and alpacas. *Veterinary medicine and science*, 3(3):169–175, 2017.
- [11] Hyonyoung Han, Min-Joon Kim, and Jung Kim. Development of real-time motion artifact reduction algorithm for a wearable photoplethysmography. In *2007 29th Annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology society*, pages 1538–1541. IEEE, 2007.
- [12] Hak-Bong Jun, Han-Joon Kim, and Jin-Oh Kim. Development of pulse measurement method for health monitoring of dairy cows. *The Journal of the Korea Contents Association*, 13(12):27–37, 2013.
- [13] P Kanz, S Krieger, M Drillich, and M Iwersen. Evaluation of a wireless pulse oximeter for measuring arterial oxygen saturation and pulse rate in newborn holstein friesian calves. *Journal of dairy science*, 101(7):6437–6442, 2018.
- [14] Walter Karlen, Srinivas Raman, J Mark Ansermino, and Guy A Dumont. Multiparameter respiratory rate estimation from the photoplethysmogram. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 60(7):1946–1953, 2013.
- [15] Byung S Kim and Sun K Yoo. Motion artifact reduction in photoplethysmography using independent component analysis. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 53(3):566–568, 2006.
- [16] Jeom Keun Kim and Jae Mok Ahn. Design of an optimal digital iir filter for heart rate variability by photoplethysmogram. *International Journal of Engineering Research and Technology*, 11(12):2009–2021, 2018.
- [17] Jihyoung Lee, Kenta Matsumura, Ken-ichi Yamakoshi, Peter Rolfe, Shinobu Tanaka, and Takehiro Yamakoshi. Comparison between red, green and blue light reflection photoplethysmography for heart rate monitoring during motion. In *2013 35th annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology society (EMBC)*, pages 1724–1727. IEEE, 2013.

- [18] Jongshill Lee, Minseong Kim, Hoon-Ki Park, and In Young Kim. Motion artifact reduction in wearable photoplethysmography based on multi-channel sensors with multiple wavelengths. *Sensors*, 20(5):1493, 2020.
- [19] Yongbo Liang, Mohamed Elgendi, Zhencheng Chen, and Rabab Ward. An optimal filter for short photoplethysmogram signals. *Scientific data*, 5(1):1–12, 2018.
- [20] Gilberto de Andrade MARTINS. *Estatística geral e aplicada*. Atlas, 2005.
- [21] David J Meredith, D Clifton, P Charlton, J Brooks, CW Pugh, and L Tarassenko. Photoplethysmographic derivation of respiratory rate: a review of relevant physiology. *Journal of medical engineering & technology*, 36(1):1–7, 2012.
- [22] Alan S Morris. *Measurement and instrumentation principles*, 2001.
- [23] Jose Moura. What is signal processing?[president’s message]. *IEEE Signal Processing Magazine*, 26(6):6–6, 2009.
- [24] Suresh Neethirajan. Transforming the adaptation physiology of farm animals through sensors. *Animals*, 10(9):1512, 2020.
- [25] CB Netterfield. Kst plot. <https://kst-plot.kde.org>, 2019.
- [26] Franz Nydegger, L Gyga, Wendelin Egli, et al. Automatic measurement of rumination and feeding activity using a pressure sensor. In *International Conference on Agricultural Engineering-AgEng 2010: towards environmental technologies, Clermont-Ferrand, France, 6-8 September 2010*. Cemagref, 2010.
- [27] Fulai Peng, Zhengbo Zhang, Xiaoming Gou, Hongyun Liu, and Weidong Wang. Motion artifact removal from photoplethysmographic signals by combining temporally constrained independent component analysis and adaptive filter. *Biomedical engineering online*, 13(1):1–14, 2014.
- [28] Antonio PERTENCE JÚNIOR. *Eletrônica analógica: amplificadores operacionais e filtros ativos*, 2003.
- [29] John G Proakis and Dimitris G Manolakis. *Digital signal processing: Principles, algorithms, and applications*, 1996.

- [30] M Raghu Ram, K Venu Madhav, E Hari Krishna, Nagarjuna Reddy Komalla, and K Ashoka Reddy. A novel approach for motion artifact reduction in ppg signals based on as-lms adaptive filter. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 61(5):1445–1457, 2011.
- [31] Andrew Reisner, Phillip A Shaltis, Devin McCombie, H Harry Asada, David S Warner, and Mark A Warner. Utility of the photoplethysmogram in circulatory monitoring. *The Journal of the American Society of Anesthesiologists*, 108(5):950–958, 2008.
- [32] Cristian Rotariu and Vasile Manta. Wireless system for remote monitoring of oxygen saturation and heart rate. In *2012 Federated Conference on Computer Science and Information Systems (FedCSIS)*, pages 193–196. IEEE, 2012.
- [33] TL Rusch, R Sankar, and JE Scharf. Signal processing methods for pulse oximetry. *Computers in biology and medicine*, 26(2):143–159, 1996.
- [34] Ricardo R Santos, Fabiana V Alves, Patrik O Bressan, Ricardo E Aguiar, Wellington O Santos, and Rafael A Costa. A physiological-monitoring electronic platform for cattle grazing systems. *International Journal of Agricultural and Environmental Information Systems (IJAEIS)*, 11(3):1–12, 2020.
- [35] Claude Elwood Shannon. Communication in the presence of noise. *Proceedings of the IRE*, 37(1):10–21, 1949.
- [36] S Strutzke, D Fiske, G Hoffmann, C Ammon, W Heuwieser, and T Amon. Development of a noninvasive respiration rate sensor for cattle. *Journal of dairy science*, 102(1):690–695, 2019.
- [37] Nina Sviridova and Kenshi Sakai. Human photoplethysmogram: new insight into chaotic characteristics. *Chaos, Solitons & Fractals*, 77:53–63, 2015.
- [38] Kevin T Sweeney, Tomás E Ward, and Seán F McLoone. Artifact removal in physiological signals—practices and possibilities. *IEEE transactions on information technology in biomedicine*, 16(3):488–500, 2012.
- [39] Toshiyo Tamura. Current progress of photoplethysmography and spo 2 for health monitoring. *Biomedical engineering letters*, 9(1):21–36, 2019.

- [40] Toshiyo Tamura, Yuka Maeda, Masaki Sekine, and Masaki Yoshida. Wearable photoplethysmographic sensors—past and present. *Electronics*, 3(2):282–302, 2014.
- [41] Fuyang Tian, Jun Wang, Benhai Xiong, Linshu Jiang, Zhanhua Song, and Fade Li. Real-time behavioral recognition in dairy cows based on geomagnetism and acceleration information. *IEEE Access*, 9:109497–109509, 2021.
- [42] Paul Van Gent, Haneen Farah, Nicole Van Nes, and Bart Van Arem. Heartpy: A novel heart rate algorithm for the analysis of noisy signals. *Transportation research part F: traffic psychology and behaviour*, 66:368–378, 2019.
- [43] Saeed V Vaseghi. *Advanced digital signal processing and noise reduction*. John Wiley & Sons, 2008.
- [44] Donald Voet and Judith G Voet. *Bioquímica*. Artmed Editora, 2013.
- [45] CM Wathes et al. Precision livestock farming for animal health, welfare and production. *Sustainable animal production: The challenges and potential developments for professional farming*, pages 411–420, 2009.
- [46] Maren Wierig, Leonard P Mandtler, Peter Rottmann, Viktor Stroh, Ute Müller, Wolfgang Büscher, and Lutz Plümer. Recording heart rate variability of dairy cows to the cloud—why smartphones provide smart solutions. *Sensors*, 18(8):2541, 2018.
- [47] Rasoul Yousefi, Mehrdad Nourani, Sarah Ostadabbas, and Issa Panahi. A motion-tolerant adaptive algorithm for wearable photoplethysmographic biosensors. *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 18(2):670–681, 2013.