

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE ELÉTRICA
CURSO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

GERALDO LOYOLA BAIÔCO

**SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE SINAL PARA AVALIAÇÃO
DE MOVIMENTOS MANDIBULARES EM BOVINOS**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

PATO BRANCO

2020

GERALDO LOYOLA BAIÔCO

**SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE SINAL PARA AVALIAÇÃO DE MOVIMENTOS
MANDIBULARES EM BOVINOS**

Signal acquisition system for the evaluation of mandibular movements in cattle

Trabalho de conclusão de curso de graduação
apresentada como requisito para obtenção do título de
Bacharel em Engenharia Elétrica da Universidade
Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR).
Orientador: Dr. Fábio Luiz Bertotti.
Coorientador: Me. Otávio Augusto Gomes.

PATO BRANCO

2020



[4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/)

Esta licença permite remixe, adaptação e criação a partir do trabalho, para fins não comerciais, desde que sejam atribuídos créditos ao(s) autor(es).

Conteúdos elaborados por terceiros, citados e referenciados nesta obra não são cobertos pela licença.

TERMO DE APROVAÇÃO

O Trabalho de Conclusão de Curso intitulado **SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE SINAL PARA AVALIAÇÃO DE MOVIMENTOS MANDIBULARES EM BOVINOS** do aluno **Geraldo Loyola Baiôco** foi considerado **APROVADO** de acordo com a ata da banca examinadora N° **263** de 2020.

Fizeram parte da banca os professores:

Dr. Fábio Luiz Bertotti

Dr. Diogo Ribeiro Vargas

Dr. Gustavo Weber Denardin

A Ata de Defesa assinada encontra-se na Coordenação do Curso de Engenharia Elétrica

AGRADECIMENTOS

Agradeço imensamente a minha família pelo amor incondicional, pelo apoio constante que me possibilitou o privilégio de cursar a graduação longe de casa. Agradeço aos ensinamentos dos principais valores de trabalho e ética, que busco manter todos os dias em minha formação como ser humano.

Agradeço à minha namorada, Gabriela Aiolfi pelo suporte incondicional em cada decisão, apoio emocional, carinho e cuidado, tornando essa jornada possível, além dos conselhos no desenvolvimento estrutural deste trabalho.

Agradeço aos meus amigos da Bahia que me acompanharam nessa jornada da Universidade de longe ou de perto e seguem com o companheirismo por toda vida e além dela. Agradeço aos amigos e irmãos que fiz nesta jornada, pelo constante aprendizado por todo apoio que me ajudou a me desenvolver como profissional e ser humano.

Agradeço ao Instituto Agrônomo do Paraná - IAPAR, em especial ao Andre Finkler, por todo apoio durante minha formação na iniciação científica e por permitir meu desenvolvimento na pesquisa de forma multidisciplinar. Agradeço a todos os colegas do grupo de pesquisa, do qual tenho imenso orgulho de ter feito parte, em especial agradeço ao professor Daniel Prado de Campos por cada contribuição e por me ensinar a começar a desenvolver ciência.

Agradeço ao meu orientador Fabio Bertotti por me apresentar a esse mundo da pesquisa e desenvolvimento de tecnologia, pela paciência constante e apoio ao longo de todo meu desenvolvimento como profissional nessa universidade e no desenvolvimento deste trabalho, sua dedicação e profissionalismo são inspirações para mim.

Agradeço ao meu coorientador Otavio Augusto Gomes, a quem admiro imensamente e busco me espalhar como profissional de excelência técnica, por todo companheirismo e paciência ao me ensinar desde a iniciação científica ao desenvolvimento desse trabalho.

Agradeço aos membros da banca, Professor Diogo e Gustavo, pelas devoluções que puderam enriquecer este trabalho. Agradeço ao professor Diogo por

todos os ensinamentos em eletrônica que me possibilitaram ter gosto por essa área e confiança para o desenvolvimento prático do protótipo deste trabalho. Ao professor Gustavo, agradeço por ter me apresentado o mundo dos sistemas embarcados de forma tão completa, o que foi um verdadeiro desafio do qual tenho orgulho de ter concluído.

Agradeço aos professores da graduação que com uma incrível diversidade de ideias e maneiras de ensinar me mostraram as diversas possibilidades do curso de engenharia elétrica e contribuíram para o desenvolvimento de cada parte deste trabalho.

Agradeço ao Célio Degaraes por todo suporte durante meu desenvolvimento na universidade, com características de profissionalismo, organização e pensamento estratégico na resolução de problemas das quais busco me inspirar diariamente como um futuro engenheiro eletricitista.

Agradeço à equipe Tubarão Branco que me possibilitou um enorme desenvolvimento como profissional, me ensinando a trabalhar em equipe e a ter resiliência em momentos de pressão, mantendo o foco na resolução de problema, que é o papel do engenheiro. Os aprendizados da equipe foram essenciais para me manter firme durante o desenvolvimento deste trabalho e certamente durante este início de minha carreira profissional.

RESUMO

BAIOCO, Geraldo L. **Sistema de aquisição de sinal para avaliação de movimentos mandibulares em bovinos. 2020.** 83 f. Trabalho de Conclusão de Curso – Curso de Engenharia Elétrica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Pato Branco, 2020.

Com a crescente necessidade de aumento na eficiência da produção pecuária, sem aumento na área de pastagem, a alternativa principal vem pelo conceito da pecuária de precisão, que basicamente faz uso de ferramentas para prover informações de saúde, bem estar e produtividade animal para tomada de decisões de manejo mais rápidas e assertivas. Dentre essas ferramentas, estão os sensores mecânicos, que estão relacionados diretamente ao monitoramento de movimentos mandibulares para a extração de parâmetros ingestivos do animal. Estes parâmetros ingestivos são relevantes para mostrar o bem estar animal, pois alterações no tempo de ruminação, por exemplo, podem indicar estresse agudo e doenças. Visto que os sensores disponíveis no mercado hoje tem alto custo e baixa acessibilidade, o objetivo deste trabalho é desenvolver um sistema de aquisição de sinal para avaliação de movimentos mandibulares em bovinos por meio de um sensor de pressão conectado a um tubo vedado posicionado na mandíbula do animal. Foi realizada uma avaliação dos métodos existentes para a definição dos parâmetros do sistema a ser desenvolvido. O sistema não pôde ser testado em animal, devido a indisponibilidade do IAPAR causado pela pandemia, mas foram realizados testes preliminares nos quais o sistema mostrou consumo médio de 12.2 mA, com autonomia de operação contínua de 55 horas e demonstrou confiabilidade na aquisição de dados com um funcionamento do circuito de instrumentação do sensor, transmissão dos dados via *bluetooth* e do armazenamento de dados no cartão SD, conforme esperado. Espera-se que este sistema possa contribuir para o avanço da pecuária de precisão na região e possibilitar uma extração de dados para estudo indireto do comportamento animal, contribuindo para o bem estar animal e conseqüentemente o desenvolvimento sustentável da indústria pecuária no Brasil.

Palavras-chave: Biossensor, Instrumentação biomédica, Comportamento animal, sistemas embarcados.

ABSTRACT

BAIOCO, Geraldo L. **Signal acquisition system for the evaluation of mandibular movements in cattle.** 83 f. Graduation Conclusion Work (Graduation in Electric Engineering) – Electrical Engineering, Federal Technological University of Paraná. Pato Branco, 2020.

With the growing need to increase the efficiency of livestock production, without increasing the pasture area, the main alternative comes from the concept of precision livestock, which basically makes use of tools to provide information on animal health, welfare and productivity for making faster and more assertive management decisions. Among these tools, there are mechanical sensors, which are directly related to the monitoring of mandibular movements for the extraction of ingestive parameters of the animal. These ingestive parameters are relevant to show animal welfare, as changes in rumination time, for example, can indicate acute stress and disease. Since the sensors available on the market today have high cost and low accessibility, the objective of this work is to develop a signal acquisition system for the evaluation of mandibular movements in cattle through a pressure sensor connected to a sealed tube positioned in the jaw of the animal. An evaluation of the existing methods for defining the parameters of the system to be developed was carried out. The system could not be tested on animals, due to the unavailability of IAPAR caused by the pandemic, but preliminary tests were carried out in which the system showed an average consumption of 12.2 mA, with a continuous operation autonomy of 55 hours and demonstrated reliability in data acquisition with a functioning of the sensor instrumentation circuit, data transmission via textit bluetooth and data storage on the SD card as expected. We hope that this system can contribute to the advancement of precision livestock in the region and enable data extraction for the indirect study of animal behavior, contributing to animal welfare and consequently the sustainable development of livestock industry in Brazil.

Keywords: Biossensor, Biomedical Instrumentation, Animal behaviour, Embedded systems.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1:	Evolução da área de pastagem vs. Produtividade.	13
Figura 2:	Esquema dos componentes da PLF para o controle de processos biológicos	19
Figura 3:	Buçal com interruptor a mola acoplado.	23
Figura 4:	Animal com sistema de transmissão e baterias acopladas. . . .	23
Figura 5:	Sistema completo de monitoramento de taxa mastigatória (A - Pneumógrafo de fole, B - Tubo de plástico, C - Módulo transdutor, D - Cabo retrátil, E - Gravador de eventos e fonte de alimentação).	24
Figura 6:	Transdutor a estado sólido para o monitoramento de taxa mastigatória	24
Figura 7:	Oscilográfico representando os movimentos mandibulares de uma ovelha: a) a pastejo e b) ruminando	26
Figura 8:	Tela principal do programa exibindo um sinal cru de movimentos mandibulares	27
Figura 9:	O sistema ART fixado no animal e o buçal com o sensor de pressão e o <i>data logger</i> MSR145	28
Figura 10:	Quadro resumo dos métodos mecânicos	31
Figura 11:	Diagrama do sistema de aquisição.	33
Figura 12:	Sinal do sensor Rumiwatch para consumo de água, ruminação e alimentação	34
Figura 13:	Kit de desenvolvimento STM32L100DISCOVERY	36
Figura 14:	Diagrama do sistema de aquisição.	38
Figura 15:	Buçal confeccionado de material elástico posicionado em réplica de tamanho real de cabeça de bovino	40
Figura 16:	Tubo de borracha fixado na parte inferior do buçal adaptado . .	41

Figura 17:	Captura de tela do <i>software</i> STM32CubeIDE na visão de configuração visual dos periféricos	43
Figura 18:	Circuito interno do amplificador de instrumentação INA 317	45
Figura 19:	Circuito padrão do filtro ativo passa-baixas de segunda ordem, ganho unitário e topologia <i>Sallen-key</i>	47
Figura 20:	Resposta à frequência do filtro projetado na plataforma Analog Filter Wizard	48
Figura 21:	Circuito simulado no <i>software</i> TINA-TI	48
Figura 22:	Diagrama funcional do sistema de alimentação do sistema embarcado.	49
Figura 23:	Configurações das portas do microcontrolador - STM32CubeIDE	50
Figura 24:	Diagrama de estados de funcionamento do sistema	52
Figura 25:	Diagrama de estados do algoritmo do sistema	53
Figura 26:	Entrada e saída simulada do circuito de instrumentação do sistema no <i>software</i> TINA TI	57
Figura 27:	Análise do comportamento do circuito de instrumentação em função da frequência	58
Figura 28:	Esquemático geral dos circuitos do sistema no esquemático do Eagle	59
Figura 29:	Invólucro plástico fechado com régua ao lado para comparação.	61
Figura 30:	Invólucro plástico aberto com bateria do sistema encaixada	61
Figura 31:	Visão do projeto de PCB com indicativo de posicionamento de principais componentes	62
Figura 32:	Visão do projeto de PCB com indicativo de cada setor do circuito: PS como o sistema de alimentação, ST par ao microcontrolador, IS para o sistema de instrumentação e SB como o sistema de armazenamento e transmissão de dados	63
Figura 33:	PCB recém prototipada não populada	64
Figura 34:	PCB no estado final com componentes montados	65
Figura 35:	Padrão de consumo do sistema em estado AQ_ON e BL_OFF	66
Figura 36:	Padrão de consumo do sistema em estado AQ_ON e BL_ON	67

Figura 37: Padrão de consumo do sistema em estado AQ_ON e BL_OFF com modo de economia de energia desativado	68
Figura 38: Padrão de consumo do sistema em estado AQ_ON e BL_OFF - 3 voltas do condutor	69
Figura 39: Padrão de consumo do sistema em estado AQ_ON e BL_ON - 3 voltas do condutor	69
Figura 40: Gráfico do perfil de sinal de testes com compressões manuais.	71

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Características STM32L100RTC6	36
Tabela 2: Principais periféricos do STM32L100RTC6	37
Tabela 3: Características do Circuito Preliminar	43

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A/D	Analógico(a)-Digital.
Li-Po	Polímero de Lítio.
OpAmp	Amplificador Operacional.
RFI	<i>Radio-Frequency Interference.</i>
SDIO	<i>Secure Digital Input Output.</i>
SPI	<i>Serial Peripheral Interface.</i>
SPICE	<i>Simulation Program with Integrated Circuit Emphasis.</i>
UART	<i>Universal Asynchronous Receiver/Transmitter.</i>

SUMÁRIO

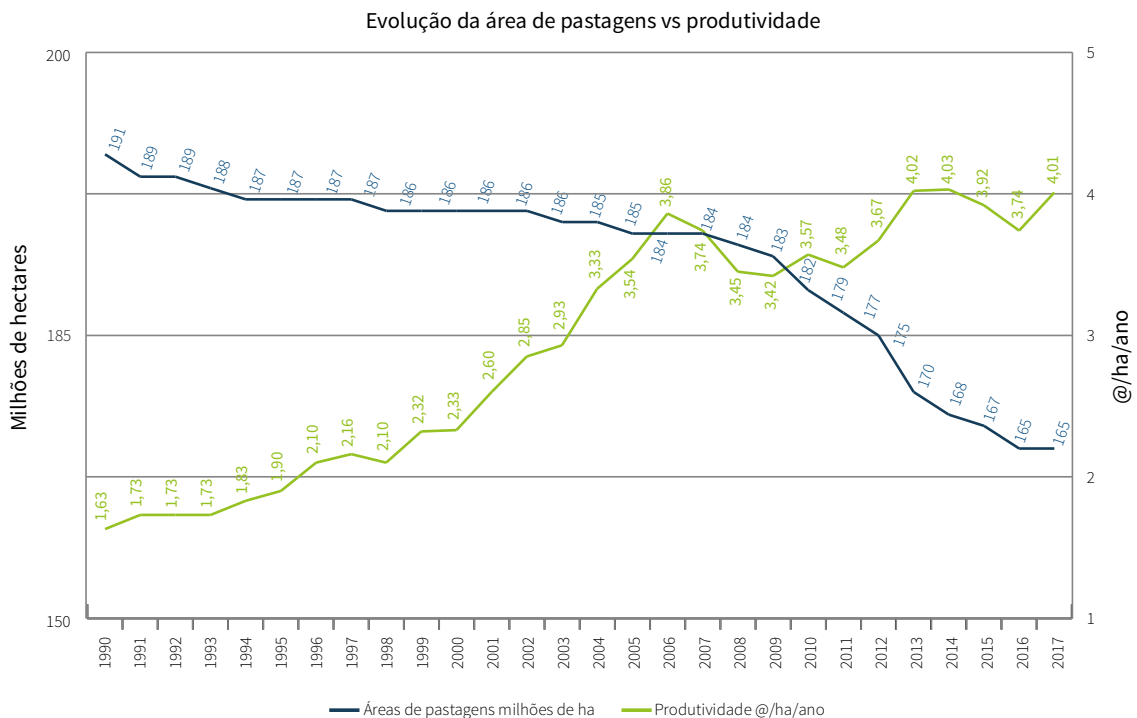
1	INTRODUÇÃO	13
1.1	OBJETIVOS	15
1.2	ESTRUTURA DO TRABALHO	16
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	18
2.1	PECUÁRIA DE PRECISÃO	18
2.2	ESTADO DA ARTE	20
2.2.1	Parâmetros ingestivos e bem estar animal	20
2.2.2	Movimentos mandibulares e métodos de detecção	21
2.2.3	Métodos mecânicos	22
3	METODOLOGIA	32
3.1	INTRODUÇÃO	32
3.1.1	Apresentação do sistema	32
3.1.2	Requisitos e especificações	33
3.1.3	Sinal analisado	34
3.2	MATERIAIS	35
3.2.1	Microcontrolador	35
3.2.2	Sistema operacional e <i>drivers</i>	37
3.2.3	Sensor e circuito de instrumentação	38
3.2.4	Bateria, controlador de carga e regulador	39
3.2.5	Buçal	40
3.2.6	Ferramentas de desenvolvimento	41
3.2.6.1	TINA - Simulação Elétrica	41
3.2.6.2	Autodesk Eagle - Desenvolvimento de protótipo	41
3.2.6.3	Plataforma STM32CubeIDE - Configuração de periféricos do microcontrolador	42
3.3	MÉTODOS	42
3.3.1	Projeto do circuito de instrumentação	44
3.3.1.1	Amplificação do sinal	44

3.3.1.2	Filtragem	45
3.3.2	Projeto do circuito de alimentação	47
3.3.3	Sistema embarcado	49
3.3.3.1	Configuração dos periféricos	50
3.3.3.2	Funcionamento do sistema e organização de tarefas	51
3.3.3.3	Aquisição e armazenamento de dados	54
4	RESULTADOS	56
4.1	DESENVOLVIMENTO DO HARDWARE	56
4.1.1	Resultados de simulação	57
4.1.2	Projeto de PCB	59
4.1.3	Montagem da placa	62
4.2	OTIMIZAÇÃO DO SOFTWARE	63
4.3	AVALIAÇÃO DA AUTONOMIA DO SISTEMA	65
4.4	AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DO SINAL	70
5	CONCLUSÃO E CONSIDERAÇÕES FINAIS	73
	APÊNDICE A - ESQUEMÁTICO DO SISTEMA DE ALIMENTAÇÃO	80
	APÊNDICE B - ESQUEMÁTICO DO CIRCUITO DO MICROCONTROLADOR ...	81
	APÊNDICE C - ESQUEMÁTICO DO SISTEMA DE ARMAZENAMENTO E	
	TRANSMISSÃO DE DADOS	82
	APÊNDICE D - ESQUEMÁTICO DO CIRCUITO DE INSTRUMENTAÇÃO	83

1 INTRODUÇÃO

Em 2017, o Brasil representou 14,4% da produção mundial de carne bovina, e com 221,2 milhões de cabeças de gado, possui o maior rebanho bovino do mundo. Mesmo com a crescente demanda e produção percebe-se um padrão de aumento de produtividade com a diminuição de área de pastagem (Figura 1), visto que, em 2007 tinha-se 184 milhões de hectares de área de pastagem com uma produtividade de 3,86 arrobas por hectare por ano, enquanto que em 2017 existem 165 milhões de hectares, com uma produtividade de 4,01 arrobas por hectare por ano (ABIEC; CARNE, 2018). Esse padrão reflete uma tendência necessária de aumento da eficiência no processo produtivo.

Figura 1: **Evolução da área de pastagem vs. Produtividade.**



Fonte: ABIEC, 2018.

Hoje, a população mundial é de 7,2 bilhões de pessoas (PIMENTEL; BURGESS, 2017). Ademais, há estimativas de que a população humana deve dobrar nos próximos 60 anos, e que a nova população consuma duas vezes mais proteína animal do que hoje, levando a uma intensificação dos impactos ambientais causados

pela pecuária e ameaçando o acesso à comida pela população mais pobre (FAO, 2011). Essas projeções mostram que são necessárias soluções que antecipem problemas vindos da intensificação da produção animal, aumentando a produtividade e diminuindo os impactos ambientais do processo.

O aumento na eficiência da pecuária deve ser atingido ao se implementar o conceito de pecuária de precisão que, em linhas gerais, consiste em medir variáveis nos animais, modelar os dados para selecionar informações relevantes e utilizar esses modelos em tempo real para o monitoramento e controle, buscando atingir um resultado mais próximo do potencial genético animal (BERCKMANS, 2008; BERCKMANS, 2017). Se comparado com outros setores da indústria, a pecuária é subdesenvolvida no monitoramento e controle de produção, e isso deve-se ao fato de que as variáveis a serem monitoradas são naturalmente imprevisíveis (SCHOFIELD *et al.*, 2002). Portanto, são necessárias ferramentas para que a pecuária de precisão possa atingir o seu objetivo de prover informações de saúde, bem estar e produtividade animal com mais frequência e detalhes para que o produtor possa tomar decisões de manejo rápidas e assertivas (NORTON; BERCKMANS, 2018).

Dentre os diversos parâmetros que podem ser obtidos dos animais, se destacam os associados à ingestão, pois mudanças no comportamento ingestivo do animal podem indicar problemas de saúde em bovinos leiteiros (RIBAS *et al.*, 2017). Para o monitoramento do comportamento ingestivo animal existem diversos métodos manuais e automáticos. O método visual se baseia na observação, identificação e contagem de movimentos mastigatórios do animal, e apesar de ser considerado o método de referência, é laborioso e impraticável para uma grande quantidade de animais. Já os métodos automáticos contam com uma variedade de biossensores, que são dispositivos que quantificam as respostas comportamentais, fisiológicas e imunológicas dos animais. Existe uma gama de biossensores que são utilizados para identificar movimentos mandibulares, como os sensores mecânicos, acústicos, acelerômetros e eletromiógrafos (NEETHIRAJAN *et al.*, 2017).

Na categoria de sensores mecânicos, a princípio, têm-se os pneumógrafos (LAW; SUDWEEKS, 1975), evoluindo para os tubos de grânulos de carbono com resistência elétrica variável por deformação (PENNING, 1983), semelhante aos extensômetros de (BEAUCHEMIN *et al.*, 1989). Os sistemas-referência para as principais pesquisas realizadas na área são o IGER *behaviour recorder*¹ com correlações na faixa de 91% e 95% para movimentos de mastigação e de ruminação

¹ *Institute of Grassland and Environmental Research.*

se comparados com o método visual em uma janela de 5 minutos (RUTTER *et al.*, 1997) e o ART-MSR *pressure sensor*² (NYDEGGER; GYGAX, 2011) que evoluiu para o *Rumiwatch*, dispositivo baseado em um sensor de pressão ligado a um tubo com óleo em conjunto com um acelerômetro (ZEHNER *et al.*, 2012), apresentando bons resultados na medição do comportamento ingestivo até em ambiente de pastejo (WERNER *et al.*, 2017). Hoje o *Rumiwatch* é alvo de um número crescente de publicações que o utilizam como ferramenta de medição.

Os sistemas mecânicos baseados em sensor de pressão têm foco na identificação de movimentos mastigatórios ao identificar padrões em sinais de mastigação e de ruminação, sendo mais precisos na contagem de movimentos de ruminação, que apresentam um padrão mais regular (ANDRIAMASINORO *et al.*, 2016). Apesar de ser um parâmetro bem específico, sua aplicação é ampla, já que uma redução no tempo de ruminação pode indicar estresse agudo (HERSKIN *et al.*, 2004), doenças e uma estimativa geral de saúde do bem estar de grupos de animais (PAUDYAL *et al.*, 2018). Portanto, um registro detalhado do movimento mandibular é essencial para sua classificação e contabilidade.

Para o registro dos movimentos mandibulares, o *Rumiwatch* tem uma taxa de amostragem de 10 Hz e classifica os movimentos mandibulares em: movimentos de alimentação (em geral), ruminação, ingestão de água e movimentos não mastigatórios. O dispositivo obtém bons resultados na contabilização de movimentos por minuto, porém não há diferenciação entre movimentos de alimentação como mastigação, bocado e mastigação + bocado (ZEHNER *et al.*, 2017). Essas limitações na classificação de movimentos torna inviável um aprofundamento na obtenção de outros parâmetros ingestivos como consumo ou qualidade da fibra ingerida.

Portanto, tendo em vista a evolução dos biossensores, que ainda apresenta algumas lacunas, e o avanço da pecuária de precisão no Brasil, o objetivo deste trabalho é o de desenvolver um dispositivo de aquisição de dados, usando um sensor de pressão, que possibilite a avaliação de movimentos mandibulares em animais bovinos.

1.1 OBJETIVOS

O objetivo do presente trabalho é desenvolver um sistema autônomo para registro dos movimentos mandibulares de um bovino em cartão SD e transmissão sem

² *Agroscope Reckenholz-Tänikon Research Institute, Modular Signal Recorder.*

ção dos dados via tecnologia *Bluetooth*.

- Projetar o circuito de instrumentação do sistema de aquisição;
- Estudar os sistemas de arquivo e *driver* para utilização do cartão SD;
- Desenvolver um programa para a conversão e visualização dos dados armazenados;
- Desenvolver algoritmo embarcado em microcontrolador para a aquisição, armazenamento e transmissão de dados;
- Desenvolver um buçal adaptado para a fixação e ajuste do biossensor no animal;
- Implementar o sistema em uma placa de circuito impresso compacta;
- Testar o sistema em campo para verificação da qualidade do sinal e confiabilidade do armazenamento de dados.

1.2 ESTRUTURA DO TRABALHO

Este trabalho está estruturado em 5 capítulos: Introdução, Fundamentação Teórica, Metodologia, Resultados e Conclusão

Neste capítulo introdutório é apresentado o cenário atual e justificativa para desenvolvimento do trabalho, seguido dos objetivos listados.

No capítulo de fundamentação teórica é feita uma análise da literatura definindo os conceitos de pecuária de precisão e uma análise completa do estado da arte do monitoramento do comportamento ingestivo animal com foco nos principais parâmetros e nos sensores mecânicos que monitoram os movimentos mandibulares.

O capítulo de métodos é dividido nas seções: Introdução, Materiais, e Métodos. O primeiro apresenta a estrutura do sistema a ser desenvolvido com suas principais características e requisitos, Nos materiais são apresentados os principais componentes e ferramentas para a realização do projeto de acordo com os requisitos definidos. Na parte de métodos é explicado etapa por etapa o processo de desenvolvimento das principais fases do projeto até a implementação do sistema.

O capítulo de resultados é dividido nas seções de Desenvolvimento do Hardware, Otimização de software, Avaliação da autonomia do sistema e Avaliação da qualidade do sinal. Nos dois primeiros são avaliados os principais pontos da

metodologia com resultados parciais das fases de construção do protótipo e discussão sobre as técnicas para melhoria nesses processos. Na avaliação da autonomia é explicado o processo de medição do consumo do equipamento, e apresentados os resultados dessa medição com uma comparação com alguns métodos estudados no capítulo de fundamentação teórica. Por fim na seção de avaliação da qualidade do sinal é apresentado uma análise preliminar da qualidade do sinal e de testes do dispositivo em laboratório.

Por fim no capítulo de conclusões é apresentado um resumo dos principais objetivos atingidos neste trabalho, seguido de considerações finais acerca do projeto como um todo com a visão de possibilidades futuras para melhoramento e aplicações do sistema.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 PECUÁRIA DE PRECISÃO

A pecuária de precisão (PLF - *Precision Livestock Farming*) pode ser definida como o gerenciamento da produção pecuária utilizando os princípios e tecnologia da engenharia de processos (WATHES *et al.*, 2008). Tem o objetivo de gerenciar animais individualmente, com um monitoramento em tempo real de saúde, bem estar, produção/reprodução e impacto ambiental (BERCKMANS, 2017). Dessa forma, existem dois aspectos a serem destacados dentro do conceito de PLF, a organização dos processos e a importância da continuidade desse monitoramento.

Tipicamente, em outros campos da indústria, o gerenciamento dos processos segue o conceito de controle baseado em modelos. O controle principal varia uma entrada buscando controlar uma variável de saída do sistema e, de fato, a chave para esse tipo de controle, ou para qualquer sistema de controle eficiente, é prever com precisão a resposta da saída com a variação da entrada, e é esse tipo de controle que um sistema de PLF tenta trazer (BERCKMANS, 2017).

Diferentemente da indústria usual com sistemas térmicos ou eletrônicos, por exemplo, o objeto de estudo responsável pelos processos na indústria pecuária é um organismo vivo de alta complexidade e imprevisibilidade. Um organismo vivo pode ser classificado como um sistema dinâmico, individual e variável no tempo (*Complex Individual Time-variant Dynamic - CITD*) (QUANTEN *et al.*, 2006).

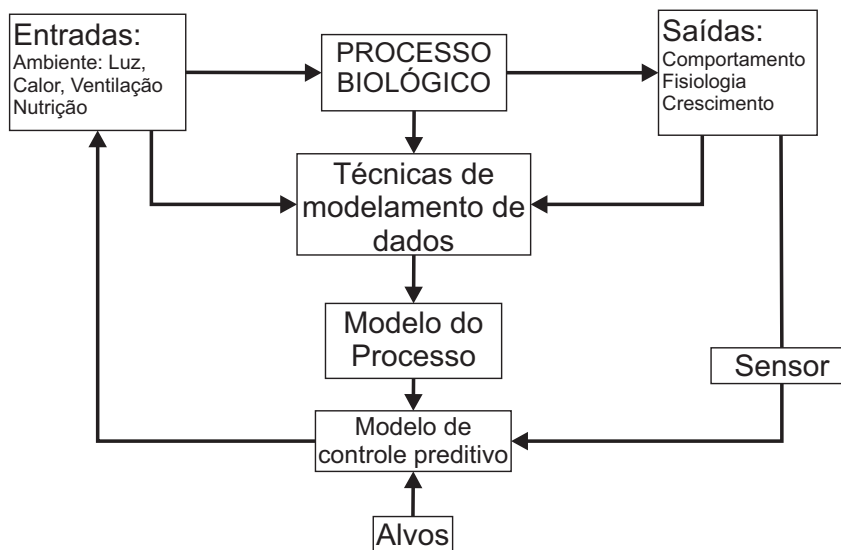
A PLF trata a produção pecuária como uma combinação de processos interligados em uma rede complexa que envolve variáveis de produção animal, crescimento, aspectos de comportamento, ambiente e nutrição e busca entender as relações entre variáveis (WATHES *et al.*, 2008).

Devido a essa complexidade individual dos animais e nos processos interligados, tipicamente, em pesquisas biológicas se compara grupos de organismos vivos ao observar suas diferenças estatísticas em experimentos. Contudo, o comportamento do indivíduo nesse grupo difere substancialmente do comportamento médio observado estatisticamente. Portanto, ao se analisar sistemas CITD, deve-se atentar principalmente na característica variante no tempo do indivíduo, influenciando

diretamente no algoritmo de monitoramento que deve se adaptar continuamente ao objeto alvo (BERCKMANS, 2017).

Na Figura 2 é possível observar o esquema de controle de processos biológicos básico no qual a PLF está inserida.

Figura 2: **Esquema dos componentes da PLF para o controle de processos biológicos**



Fonte: Adaptado de Wathes *et al.* (2008)

Idealmente, esse sistema é composto por um modelo matemático compacto capaz de prever respostas dinâmicas em tempo real, um alvo para cada resposta com um padrão comportamental identificável, um atuador nas variáveis de entrada e um monitoramento contínuo de sua resposta (saída) a uma frequência e escala apropriada para realimentar o controlador de modelo preditivo (WATHES *et al.*, 2008).

Segundo Andriamasinoro *et al.* (2016), a PLF é baseada em três pilares:

- **O monitoramento das variáveis no nível individual à frequência apropriada e com sensores confiáveis.**
- O desenvolvimento de modelos preditivos que descrevem a resposta do animal à estímulos ambientais para cada variável medida.
- A comparação dos modelos preditivos com o que é medido pelos sensores.

O foco deste trabalho está no pilar do monitoramento contínuo das variáveis, essencial para aplicar efetivamente a PLF. Os principais parâmetros, as ferramentas atuais e sua evolução serão explicados na próxima seção.

2.2 ESTADO DA ARTE

Nesta seção serão discutidas os principais parâmetros a serem medidos em um sistema de PLF, e as principais ferramentas que são utilizadas para fazer essa medição. Primeiramente, será apresentado um breve panorama geral desses aspectos para posteriormente aprofundar nos parâmetros ingestivos que estão relacionados com movimentos mandibulares e, conseqüentemente, focar na revisão dos sensores mecânicos seguindo uma linha temporal de evolução da tecnologia evidenciando os principais pontos de cada trabalho.

2.2.1 PARÂMETROS INGESTIVOS E BEM ESTAR ANIMAL

Para a PLF, garantir o bem estar animal está relacionado diretamente ao uso eficiente de energia disponível para o animal em forma de alimentação. Um animal deve produzir mais, com menos alimentação e produzindo menos esterco. A energia metabólica não deve ser perdida com estresse (NORTON; BERCKMANS, 2018). Portanto, as ferramentas utilizadas na PLF devem focar na quantificação do estresse e detecção de doenças metabólicas (NEETHIRAJAN *et al.*, 2017).

Chen *et al.* (2015) em um trabalho extenso de investigação da resposta de estresse de bovinos cita a privação de alimentação, em diversos níveis, de micronutrientes específicos até consumo inadequado de proteína e energia como um dos fatores que influenciam no estresse. Ainda, indica a alteração no padrão de ruminação como um das respostas ao estresse, que é um fator limitante do bem estar animal e da eficiência na produção.

Para quantificar e estabelecer o bem-estar animal, os parâmetros ligados à ingestão se destacam. A relação entre o consumo de pastagem por herbívoros e a pastagem disponível depende da interação entre a estrutura de pasto e o comportamento animal. Esse relacionamento é um componente essencial para determinar a estabilidade, funcionamento e produtividade do sistema de pastoreio (MEZZALIRA *et al.*, 2014), visto que um dos focos dos estudos desse tipo de sistema é entender como a composição e estrutura da vegetação influencia na taxa de ingestão do animal (BONNET *et al.*, 2015).

Além de conhecer a relação planta-animal, outro parâmetro ligado a ingestão é a atividade de ruminação, que além de indicar estresse, tem sido sugerida como um indicador de saúde geral do animal, com potencial para detecção de doenças (PAUDYAL *et al.*, 2018). A ruminação é um dos parâmetros ingestivos com melhor

automatização nos métodos atuais, porém a estimativa de consumo permanece sendo um desafio.

Trabalhos como o de Gonçalves *et al.* (2008) evidenciaram a extrema importância do parâmetro de massa de bocado para explicar a variação no consumo diário de forragem pelo animal. Variando a altura do pasto foi possível observar que com o aumento da massa do bocado, houve diminuição na taxa de bocados e aumento na taxa de mastigação.

2.2.2 MOVIMENTOS MANDIBULARES E MÉTODOS DE DETECÇÃO

A avaliação do comportamento ingestivo do animal a pastejo ou em estábulo tem como entrada diversas variáveis comportamentais do animal. Porém, para uma análise precisa, focada na extração dos principais parâmetros envolvidos com os objetivos de uma PLF, como citados anteriormente (ruminação, taxa de mastigação e identificação de bocados), é necessário uma atenção à origem da ingestão, sua componente elementar, que são os movimentos mandibulares.

Penning *et al.* (1984) em um trabalho pioneiro de avaliação de movimentos mandibulares faz essa classificação que será utilizada como base desse trabalho:

- **Pastoreio:** ocorre quando um animal está buscando pastagens, mordendo ou mastigando o que acabou de colher.
 - **Bocado:** ocorre quando é observado um puxão da cabeça associado ao corte da pastagem (Chambers et al, 1981).
 - **Mastigação:** ocorre quando o animal manipula e mastiga a pastagem que acaba de colher.
- **Ócio:** ocorre quando um animal não está pastando ou ruminando.
- **Ruminação:** ocorre quando um animal regurgita um bolo alimentar do rúmen e o mastiga, e inclui o intervalo de tempo (pausa) entre engolir um bolo e regurgitar o próximo.

Essas definições são essenciais para aplicação dos métodos de avaliação dos movimentos mandibulares para extração de parâmetros ingestivos. Existe uma classificação dos tipos de métodos que facilita a exposição (CAMPOS *et al.*, 2018):

- **Métodos diretos:** Os métodos em que os parâmetros a serem quantificados são diretamente medidos.

- **Métodos indiretos:** Os métodos que extraem parâmetros ingestivos através de outras variáveis, que estão indiretamente relacionadas.
- **Métodos indiretos eletrônicos:** Como os métodos indiretos, mas a coleta de dados das variáveis é feita por meio de uma amostragem eletrônica.

Nessa classificação de métodos, vale ressaltar o método indireto que é utilizado como referência para validação dos métodos indiretos eletrônicos. O método visual consiste na observação, identificação e contagem de movimentos mandibulares, com foco na estimativa do tempo das atividades ingestivas. É um método clássico que vem sendo utilizado há mais de 80 anos (BONNET *et al.*, 2015), porém é um método laborioso e impraticável quando aplicado a um grande número de animais. Para superar essas desvantagens, destacam-se os métodos indiretos eletrônicos.

O dispositivo desenvolvido nesse trabalho é categorizado nos métodos mecânicos, englobando os comutadores (origem) e sensores de pressão (atuais), que apesar de apresentarem grande evolução, ainda tem espaço para o crescimento e novas abordagens permitindo uma futura integração com outros sensores.

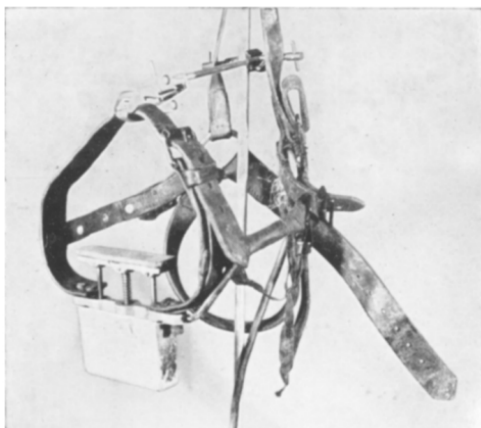
2.2.3 MÉTODOS MECÂNICOS

Os primeiros dispositivos para o monitoramento automático dos movimentos mandibulares dos animais foram baseados em comutadores eletromecânicos e faziam o registro dos dados em papel.

A primeira publicação sobre o desenvolvimento desse tipo de aparato foi a de Duckworth e Shirlaw (1955) que, buscando informação detalhada que expressasse com detalhes a intensidade de pastejo, como frequência mastigatória e informações de ruminação, desenvolveu um dispositivo para gravar o tempo de pastejo e ruminação, o número de movimentos mastigatórios em 24 horas.

O sistema de Duckworth e Shirlaw (1955) consistia de um interruptor com mola instalado embaixo da mandíbula do animal (Figura 3). Ao realizar um movimento o interruptor fechava e esse pulso passava por um sistema multivibrador à válvulas que, fixados junto com as baterias em uma bolsa de couro no animal, transmitia o sinal para um receptor a 400 metros (máximo) que era conectado ao sistema de registro em papel. O dispositivo pôde obter dados de mastigações por minuto, na ruminação o número de *bolus* por minuto e o tempo das atividades mastigatórias (DUCKWORTH; SHIRLAW, 1955).

Figura 3: **Buçal com interruptor a mola** Figura 4: **Animal com sistema de transmissão e baterias acopladas.**



Fonte: (DUCKWORTH; SHIRLAW, 1955)



Fonte: (DUCKWORTH; SHIRLAW, 1955)

Os dispositivos foram evoluindo para sistemas pneumáticos e Law e Sudweeks (1975) introduziu um dos primeiros sensores baseados na transdução do movimento animal para o monitoramento da taxa de mastigação na ruminação.

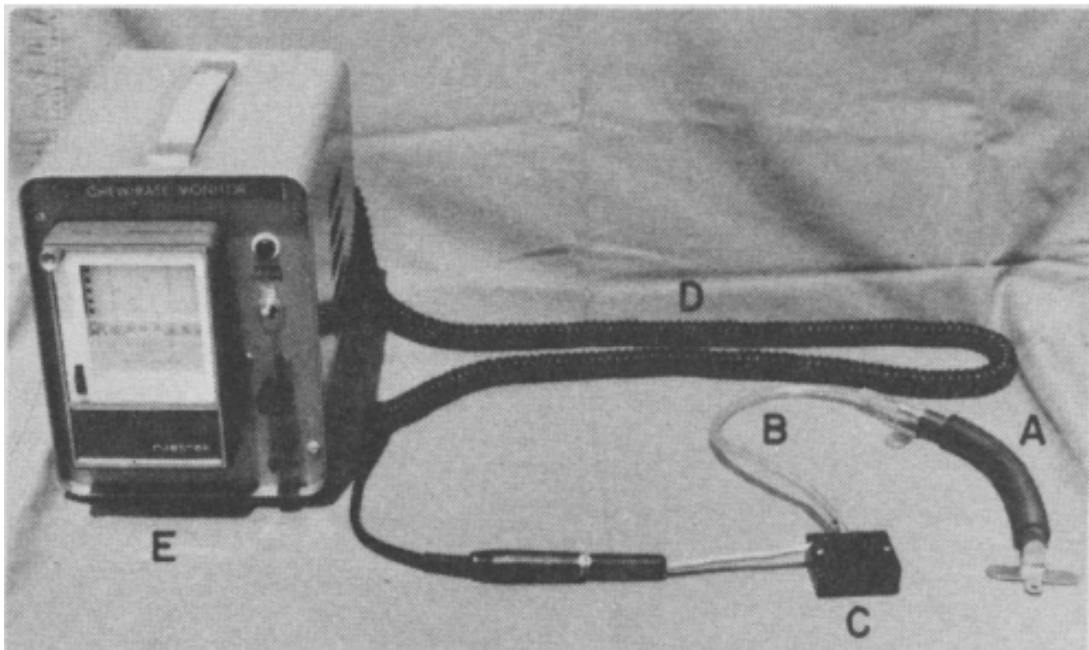
Utilizando um pneumógrafo de fole, na época o diferencial do trabalho de Law e Sudweeks (1975) era o transdutor eletrônico de estado sólido operado por um sistema cilindro - pistão que pode ser acoplado no buçal (Figura 6) e transmitir o sinal por cabo elétrico para um gravador (Figura 5 - E) em vez de transmitir por sistemas pneumáticos como nos trabalhos anteriores da década de 1960.

O trabalho de Law e Sudweeks (1975) apresentou menos de 0,5 % de erro no parâmetro de frequência mastigatória, com uma variação de 0,25 a 16 ciclos de movimento/segundo. Além disso, pôde-se observar (com um intervalo de confiança de 90 %) o padrão nos movimentos de ruminação com ciclos de 53 ± 4 mastigações separados por um intervalo de 5 segundos (LAW; SUDWEEKS, 1975).

Variações mais sofisticadas de sensores no estilo *jaw switches* foram criadas. O dispositivo de Luginbuhl *et al.* (1987) foi uma variação do método de LAW; SUDWEEKS com dois contatos metálicos fixados em um tubo de borracha no buçal de forma que o alongamento desse tubo fechasse os contatos, registrando um movimento mastigatório. Esse sistema diferenciava os movimentos de alimentação dos de ruminação pela taxa mastigatória.

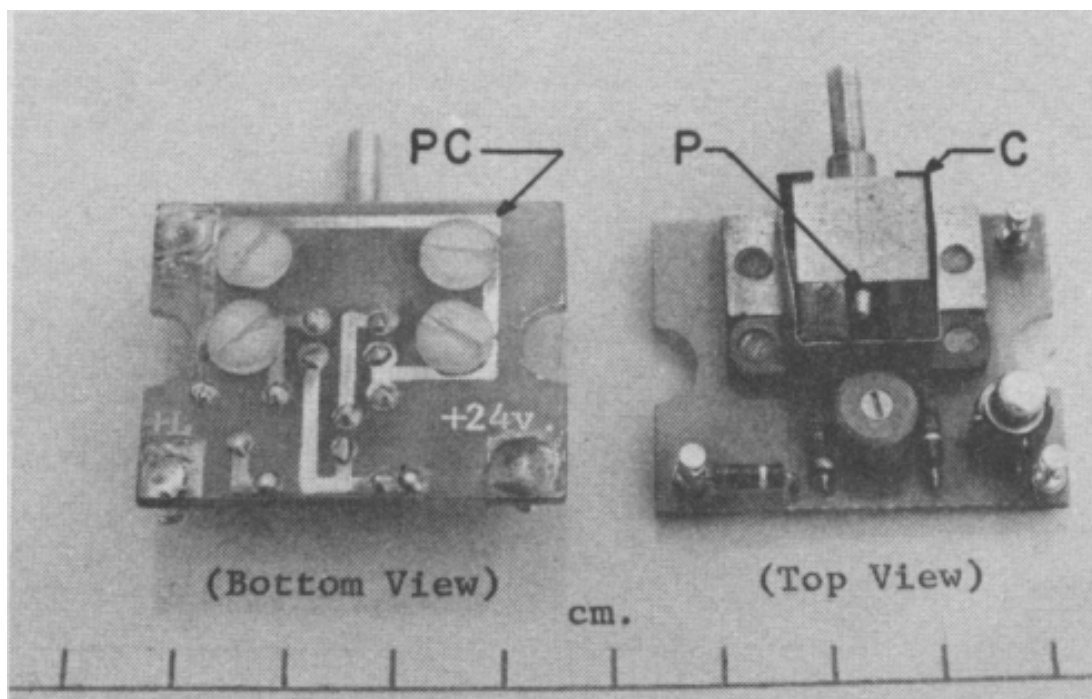
Ao transitar dos métodos com comutadores eletromecânicos, podendo oferecer um sinal contínuo e proporcional ao movimento mandibular, Penning (1983) tem o trabalho considerado pioneiro, dando origem a utilização de sensores de pressão (ANDRIAMASINORO *et al.*, 2016).

Figura 5: Sistema completo de monitoramento de taxa mastigatória (A - Pneumógrafo de fole, B - Tubo de plástico, C - Módulo transdutor, D - Cabo retrátil, E - Gravador de eventos e fonte de alimentação).



Fonte: (LAW; SUDWEEKS, 1975)

Figura 6: Transdutor a estado sólido para o monitoramento de taxa mastigatória



Fonte: (LAW; SUDWEEKS, 1975)

PENNING observou diversas limitações nos sistemas anteriores, como a necessidade ajuste extremamente delicado em (DUCKWORTH; SHIRLAW, 1955) e propôs a construção de um transdutor e um sistema de gravação de dados automático,

superando as limitações dos outros métodos, como ao introduzir um acoplamento AC para fazer o sistema com maior intercambialidade entre diferentes ajustes de focinheira e animais de diferentes tamanhos, eliminando qualquer desvio no nível DC do sinal.

O sistema consiste de uma focinheira de silicone preenchida com grânulos de carbono, de forma que, quando esticada por um movimento mandibular altera a resistência elétrica do tubo, que é medida nos eletrodos fixados em suas pontas por uma variação de tensão proporcional à sua deformação. Os dados eram gravados em fita cassete com capacidade de 24h e tinha que ser reproduzidos para a utilização de um conversor A/D (A/D) para o processamento do sinal.

Com os dados do experimento foi possível observar que a ruminação produz um sinal mais regular que a pastejo (Figura 7) e, com isso, o autor desenvolveu um programa em *assembly* para um sistema microprocessado com CPU (*Central Processing Unit*) 8080, visando diferenciar os movimentos de ruminação dos movimentos de mastigação a pastejo. No ano seguinte foram feitos ajustes com a adição de um algoritmo para diferenciar bocados de mastigação a partir da amplitude média dos sinais em uma janela de 1 minuto (PENNING *et al.*, 1984). Adicionalmente, o sistema também era capaz de contar o tempo de pastejo, ruminação e ocioso com 95% de concordância com as observações visuais em uma janela de 3 minutos.

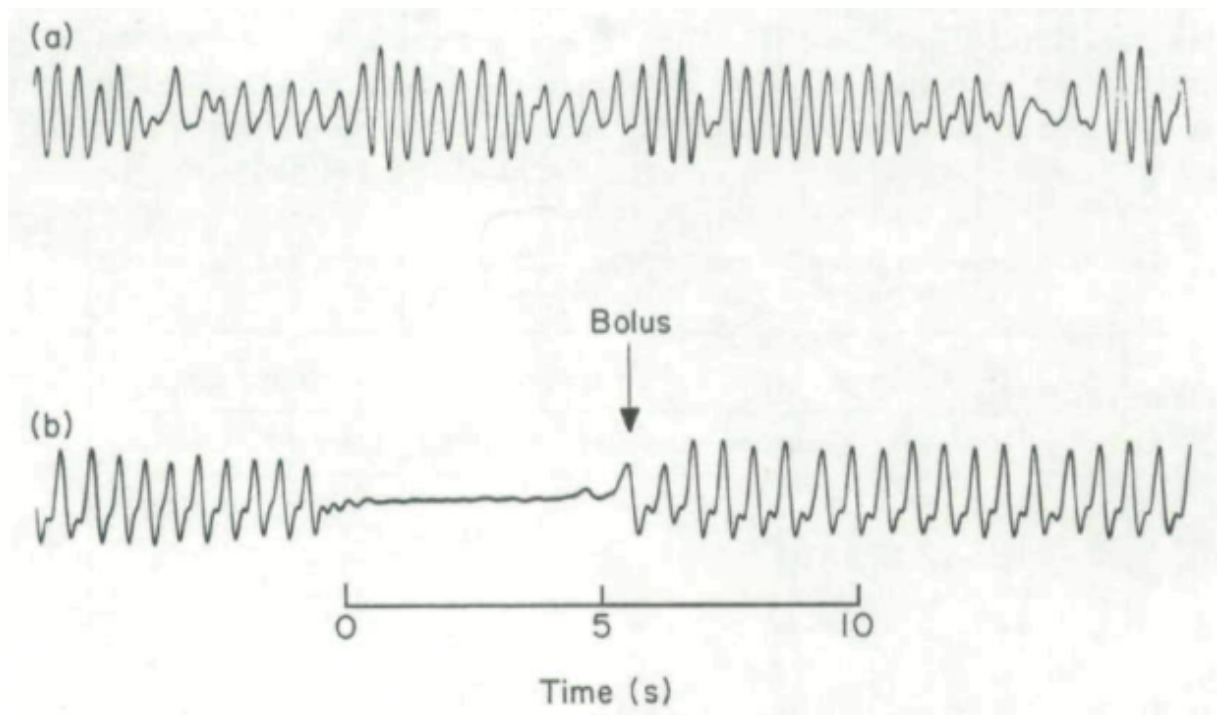
Outras variações do sistema de Penning (1983) foram surgindo, como o dispositivo de Beauchemin *et al.* (1989) que utilizou dois medidores de tensão elástica (*strain gauge*) para a conversão dos movimentos mandibulares, conseguindo melhores resultados na estimativa de ruminação.

O método de Matsui e Okubo (1991) utilizava a mesma configuração de Penning (1983), com tubo de silicone com grânulos de carbono de resistência variável. Focando no registro do período entre dois movimentos mandibulares sucessivos, número de movimentos e número de pausas entre eles (maiores que 3 segundos). Utilizava essas informações para comparar os movimentos mandibulares de pastejo com os de ruminação. Mais tarde, o autor desenvolveu um dispositivo mais compacto com capacidade de gravação de 22 dias (MATSUI, 1994).

Em 1997 o trabalho de Penning (1983) teve a maior evolução com desenvolvimento do *IGER*¹ *Behaviour recorder* (RUTTER *et al.*, 1997), que foi um dispositivo que buscou superar as limitações das últimas referências da época (PENNING, 1983; MATSUI, 1994) utilizando mesmo sensor de tubo com grânulos de carbono com

¹ *Institute of Grassland and Environmental Research*

Figura 7: Oscilográfico representando os movimentos mandibulares de uma ovelha: a) a pastejo e b) ruminando



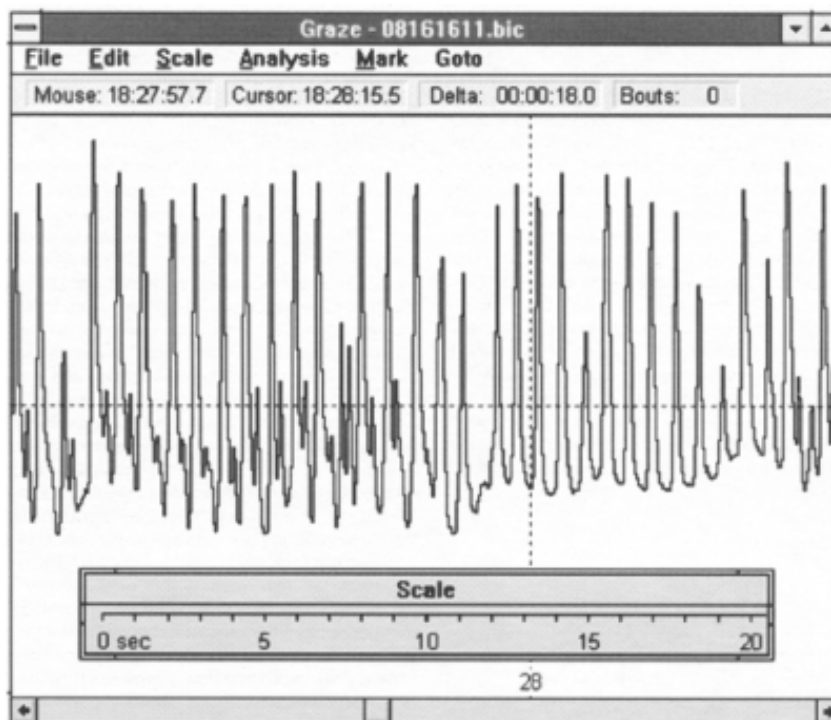
Fonte: (PENNING, 1983)

resistência variável. Uma das principais limitações de Penning (1983) que causava erros e diminuição na confiabilidade era a gravação em fita cassete. Portanto na nova versão o armazenamento era feito de forma digital em um cartão de memória RAM (*Random Access Memory*) de 2 Mb. Fazendo a aquisição a 20 Hz com resolução de 8 bits, o sistema tinha uma autonomia de 25,5 horas de gravação. O dispositivo contava com uma tela de LCD (*Liquid Crystal Display*) para facilitar na visualização do status do sensor para fins de ajuste.

O trabalho ainda introduziu uma novidade que era o programa *Graze* que foi comercializado e tinha parâmetros configuráveis para diferenciar movimentos, como dados de amplitude, frequência e forma de onda (RUTTER, 2000). O programa oferecia toda uma interface e ferramentas de análise para que o usuário pudesse observar os sinais (Figura 8) e fazer uma análise empírica para refinar a classificação de movimentos.

O conjunto IGER e *Graze* foi um grande avanço no campo dos sensores mecânicos. Foi feita uma série de testes a pastejo livre em bovinos e em ovelhas, o sistema apresentou um índice de correspondência de 91% com o método visual, sendo esse erro vindo da incerteza na identificação dos movimentos no próprio método visual.

Figura 8: Tela principal do programa exibindo um sinal cru de movimentos mandibulares



Fonte: (RUTTER, 2000)

O IGER foi testado também com o animal em estábulo em testes que demonstraram diferença entre método eletrônico e visual mais uma vez devido a baixa precisão do método visual em que o autor identificava os movimentos a cada 5 minutos (KONONOFF *et al.*, 2002).

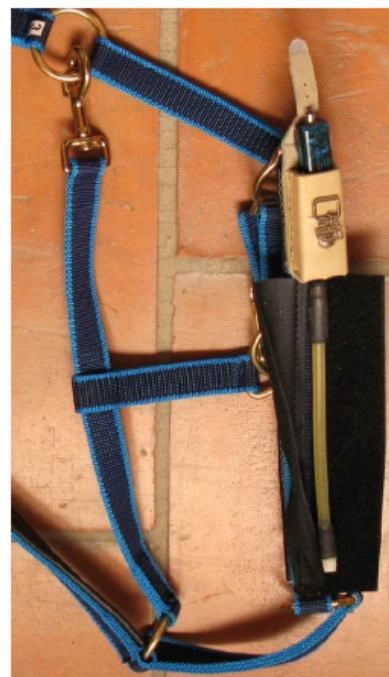
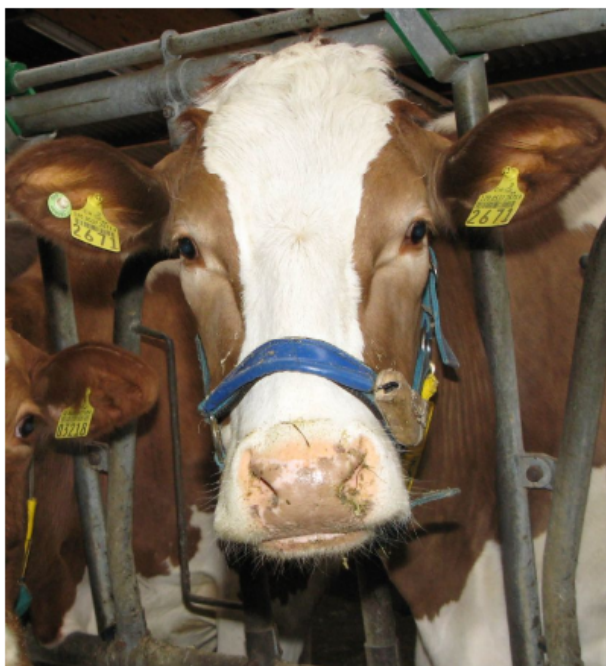
O IGER foi certamente um marco para a tecnologia e foi referência para a evolução do método. Nydegger *et al.* (2010) observou problemas na utilização do IGER em estábulo, que acabava sendo danificado nos corredores ou impedindo a utilização de canzil na alimentação, além da limitação de aquisição de dados em 25 horas. Dessa forma, o autor propôs o desenvolvimento de um novo sistema, o ART² *Rumination Sensor*.

O ART consistia de uma focinheira com um tubo de silicone preenchido de óleo e vedado, fixado na parte superior do buçal (Figura 9) de forma que um movimento mandibular causasse uma alteração no formato do tubo e, conseqüentemente, em sua pressão interna percebida por um sensor de pressão. O sensor era conectado ao MSR logger que fazia a aquisição do sinal a uma taxa de 10 Hz com capacidade de 40 horas de armazenamento. Os dados eram descarregados via USB e a classificação era feita por um programa baseado em R denominado MSR *viewer* (NYDEGGER *et*

² *Agroscope Reckenholz-Tänikon*

al., 2010).

Figura 9: O sistema ART fixado no animal e o buçal com o sensor de pressão e o *data logger* MSR145



Fonte: (NYDEGGER *et al.*, 2010)

A identificação de movimentos mandibulares era feita com um método similar ao do *Graze* com parâmetros de amplitude e período entre picos.

Os pesquisadores da ART deram continuidade ao projeto com o desenvolvimento do Rumiwatch. O dispositivo utiliza o mesmo sensor de pressão conectado ao tubo com fluido do ART. Esse sensor é conectado a um *data logger* que faz a aquisição a uma taxa de 10 Hz. Ainda, o sinal pode ser transmitido *wireless* e armazenado em um cartão SD. Dessa forma, o sistema apresenta uma capacidade de armazenamento de 4 meses (Cartão SD 4 Gb) com o armazenamento do dado bruto (WERNER *et al.*, 2017), além da construção de baixo consumo de energia com um período de operação de meses a anos (duração de bateria de 3 anos em condições de laboratório) (ZEHNER *et al.*, 2012).

A medição automática dos movimentos mandibulares é feita baseado em um algoritmo com padrões de classificação pré definidos, sem dados de aprendizagem para um animal em específico. O *software* é o *RumiWatch Converter* (RMC). Os movimentos mandibulares são classificados automaticamente em “ruminação”, “alimentação”, “ingestão de água” e “outra atividade”. O sistema também conta com um acelerômetro tri-axial que funciona como pedômetro para registrar a

movimentação do animal.

Em Werner *et al.* (2017) foi feita uma avaliação do Rumiwatch a pastejo livre, que obteve alta correlação com as observações visuais no tempo de duração das atividades por hora, com Coeficientes de Correlação de Concordância (CCC) (CARRASCO *et al.*, 2007) de 0,96 para tempo de pastejo e 0,99 para ruminção. Na classificação de movimentos mandibulares individuais os resultados foram de 0,78 para bocados e 0,94 para ruminção.

Em Zehner *et al.* (2017) foi feita uma avaliação do sistema com o animal em estábulo, testando duas versões do RMC, obtendo um coeficiente de correlação de *spearman* de 0,96 para tempo de alimentação e tempo de ruminção, o que validou o dispositivo.

O autor reconhece uma limitação do sistema na estimativa de consumo pois o programa não diferencia movimentos de bocado e mastigação (ZEHNER *et al.*, 2017). Em Leiber *et al.* (2016) foi feita uma avaliação da capacidade do RumiWatch de estimar a quantidade de matéria seca que o animal ingeriu em um ambiente de estábulo. Os dados não foram suficientes para estimativas quantitativas. A variável de frequência de mastigação foi a que obteve melhor relação com o consumo. Contudo, o experimento mostrou alta variância entre animais.

O RumiWatch apresenta ótimos resultados no que se propõe, com foco em diferenciar tempo de ruminção e tempo de alimentação. No entanto, o fato de não diferenciar movimentos de bocado de movimentos de alimentação, limita o sistema para uma utilização focada na estimativa de consumo.

Em Rutter (2000), o Graze já era capaz de fazer essa diferenciação. Primeiro pelo perfil do sinal, que foi observado empiricamente que movimentos de bocado apresentam em sua maioria um perfil de pico acompanhado de um subpico menor (Primeiros picos da Figura 8). Em segundo lugar, os picos relacionados a movimentos de bocado apresentavam uma característica de rampa de subida mais rápida que a de descida enquanto que nos movimentos de mastigação, o pico é mais simétrico (RUTTER, 2000). Esses dois parâmetros tinham limiares configuráveis que podem ser mudados de forma empírica.

A evolução dos métodos mecânicos foi gradual e acompanhou a evolução da microeletrônica e a digitalização dos processos. Percebe-se que os dispositivos foram convergindo para focar nos parâmetros que tem melhor desempenho, que é a identificação de movimentos de ruminção. Contudo, os parâmetros com resultados

não tão satisfatórios ao longo do tempo, como a identificação de movimentos de bocado, foram deixados de lado com sensores mecânicos, mesmo tendo extrema importância para a estimativa do consumo. No quadro apresentado na Figura 10 estão destacadas as principais características de cada método, relevantes para o desenvolvimento desse trabalho.

Figura 10: Quadro resumo dos métodos mecânicos

Trabalho	Tipo de sensor	Principais parâmetros	Gravação de dados	Diferencial
DUCKWORTH; SHIRLAW, 1955	Comutador mecânico	Frequência mastigatória e Número de bolos (ruminação)	Análogica (papel).	Pioneiro
LAW; SUDWEEKS, 1975	Pneumógrafo de folie - transdutor de pressão	Frequência mastigatória e Padrão nos movimentos de mastigação.	Análogica (papel).	Diferenciava movimentos de mastigação e ruminação pela frequência de movimentos (Luginbuhl et al 1987)
PENNING, 1983 / PENNING et al., 1984	Tubo de silicone com grânulos de carbono de resistência elétrica variável	Tempo de pastejo; Tempo de ruminação; Tempo ocioso; Contagem e diferenciação entre movimentos.	Gravação em fita cassete por 24 h.	Sinal contínuo e proporcional ao movimento; Acoplamento A.C. para maior versatilidade do sistema; Identificação de padrão de ruminação; Diferenciar movimentos de bocado e mastigação pela amplitude média do sinal
MATSUI, 1994	Tubo de silicone com grânulos de carbono de resistência elétrica variável	Período entre dois movimentos mandibulares com registro de pausas.	Período de gravação de 22 dias.	Tempo de gravação
RUTTER et al., 1997b/ RUTTER, 2000. - IGER behaviour recorder	Tubo de silicone com grânulos de carbono de resistência elétrica variável	Padrão de ondas para diferenciação de movimentos	Gravação digital em RAM de 2 Mb por 25,5 h.	Programa Graze com parâmetros configuráveis para identificação e classificação de movimentos com parâmetros de amplitude, frequência e forma de onda; Feito para pastejo livre.
NYDEGGER et al., 2010 - ART Rumination Sensor.	Sensor de pressão com tubo de silicone preenchido com óleo	Identificação de movimentos mandibulares com parâmetros de amplitude e período entre picos.	Gravação digital de 40 h.	Sistema mais compacto; Feito para estábulo
ZEHNER et al., 2012/ WERNER et al. 2017/ ZEHNER et al. 2017b/ LEIBER et al. 2016 - Rumiwatch	Sensor de pressão com tubo de silicone preenchido com óleo	Classificação em ruminação, alimentação, ingestão de água e outros.	Gravação em cartão SD (4 meses para 4Gb).	Dispositivo validado para tempo de ruminação com os melhores resultados. Limitado para estimativa de consumo e não diferencia movimentos de bocado.

Fonte: O autor

3 METODOLOGIA

3.1 INTRODUÇÃO

3.1.1 APRESENTAÇÃO DO SISTEMA

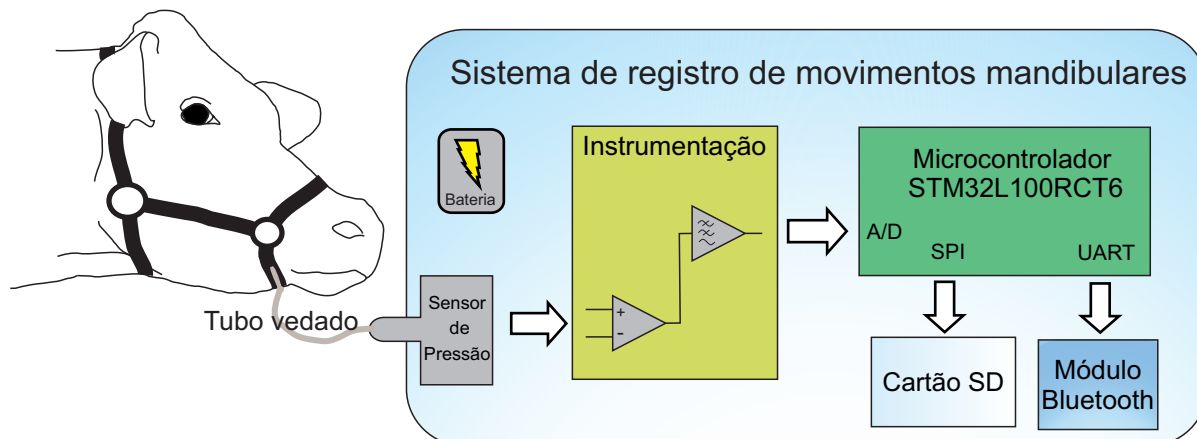
O método do sensor de pressão é um método não invasivo que foi utilizado por outros dispositivos citados na revisão dos métodos, sendo o Rumiwatch o último dispositivo citado, o qual possui um tubo preenchido de óleo e posicionado na parte superior do focinho do animal. Portanto, com o objetivo de avanço do método do sensor de pressão, nesse trabalho foi utilizado um tubo vedado, sem preenchimento de óleo e somente com ar à pressão atmosférica, buscando simplificar o sistema evitando uma futura manutenção. O tubo foi posicionado na parte inferior, em contato direto com a mandíbula do animal, na hipótese de que dessa forma haverá maior riqueza de informações vindas da movimentação mandibular. Esse método demonstra um crescente número de publicações nos últimos anos, e alto potencial de extração de parâmetros e integração com outros sensores, como constatado após análise do estado da arte dos sensores.

A Figura 11 mostra o sistema completo. O sistema faz a aquisição dos movimentos mandibulares do animal por meio de um tubo maleável vedado e de um sensor de pressão, sendo o tubo fixado na parte inferior de um buçal em contato direto com a mandíbula do animal. Desse modo, os movimentos mastigatórios deformam o tubo, gerando uma variação da pressão que é traduzida como uma tensão diferencial por um sensor de pressão. Esse sinal passa por um circuito de instrumentação que ajusta o ganho e filtra o sinal para ser amostrado por um conversor A/D do microcontrolador. O algoritmo embarcado no microcontrolador realiza o gerenciamento dos dados, que são armazenados em um cartão SD. Os dados brutos podem também ser transmitidos via *bluetooth* para um modo de operação em estábulo.

O cartão SD foi utilizado para o armazenamento pela alta compatibilidade com diversos sistemas operacionais ao se utilizar do sistema de arquivos FatFS (*File Allocation Table*), buscando facilidade na recuperação dos dados e alta portabilidade do sistema.

O módulo *bluetooth* 4.0 foi utilizado como uma opção prática e eficiente

Figura 11: Diagrama do sistema de aquisição.



Fonte: Autoria Própria.

para verificar em tempo real os dados em estábulo. Utilizado principalmente para a visualização do sinal em tempo real, possibilitando verificar o *status* do sistema para realizar ajustes do sensor no buçal sem grande proximidade do animal, como na utilização da tela LCD no IGER (RUTTER *et al.*, 1997).

Nas próximas seções serão explicitados os dados de projeto de cada etapa do sistema de registro de movimentos mandibulares. Serão explicadas as características e configurações de cada bloco do diagrama da Figura 11.

3.1.2 REQUISITOS E ESPECIFICAÇÕES

Baseado nas características do sistema apresentadas acima, pode-se listar os requisitos mínimos necessários para sua implementação.

O microcontrolador deve ser responsável pela aquisição e gerenciamento dos dados, sendo responsável pela comunicação com o cartão de memória e módulo *bluetooth*. Dessa forma pode-se estabelecer os requisitos mínimos do microcontrolador.

No que diz respeito a periféricos, é necessário que o microcontrolador tenha um conversor A/D para leitura dos dados do sensor de pressão e foi definido a hipótese de que a resolução mínima deve ser de pelo menos 10 bits para possibilitar uma análise dos sinais com nível de detalhe mínimo. A aquisição do sinal é a principal tarefa do sistema, mas é necessário cuidado extra no armazenamento dos dados. Para a comunicação com o cartão SD é necessário que o microcontrolador tenha suporte a comunicação (SDIO) ou (SPI) e para comunicação com o módulo *bluetooth*, suporte a comunicação (UART).

Na utilização do sistema a pastejo livre, deseja-se que tenha maior

autonomia possível, evitando pausas na aquisição para troca de bateria. Dessa forma, o microcontrolador selecionado deve ser da linha com opções *Ultra Low Power*.

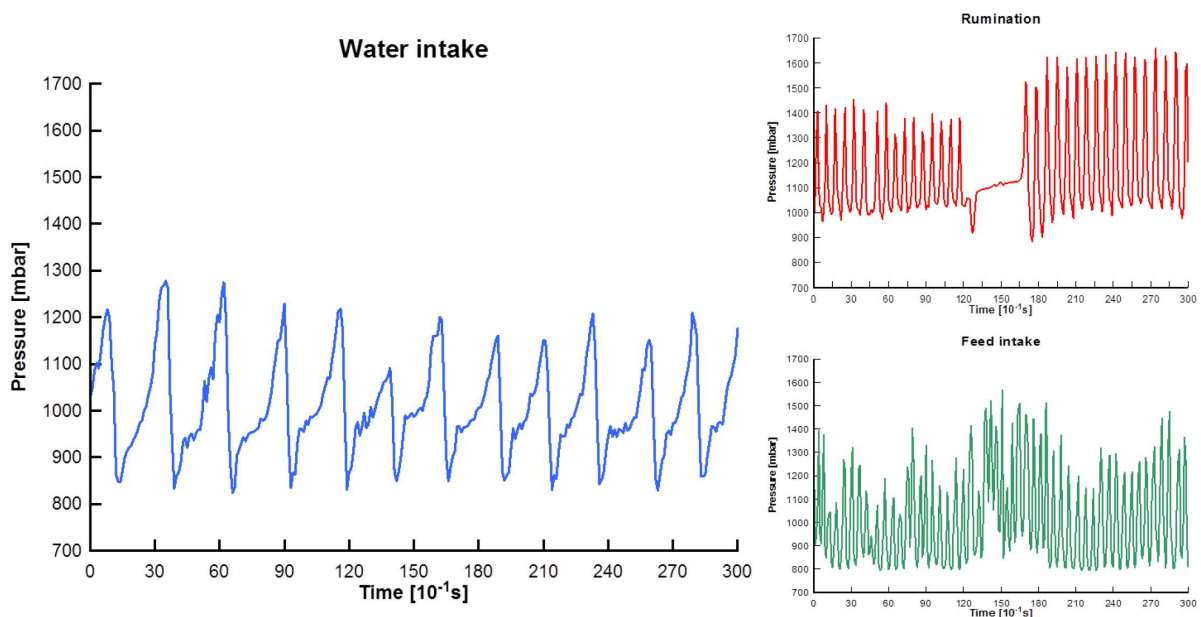
Outro aspecto importante é a capacidade de memória RAM mínima que permita utilização de um sistema operacional em tempo real, possibilitando uma gestão de recursos organizada e uma capacidade de processamento mínima que permita uma futura implementação de algum pré processamento em tempo real no sinal do sensor de pressão.

3.1.3 SINAL ANALISADO

Para um projeto correto do circuito de instrumentação no âmbito da frequência, é necessário analisar os sinais típicos e esperados pelo sensor, para assim estabelecer uma hipótese mais precisa da frequência de corte do filtro e frequência de amostragem do sistema.

Para verificação do perfil do sinal podemos observar os dados da revisão dos métodos mecânicos. Na Figura 8 é possível observar um sinal com frequência de picos em torno de 1,5 Hz. Na Figura 7, em um sinal amostrado em ovelhas, a alimentação tem uma frequência maior a pastejo com 2,4 Hz, mas mantendo 1,5 Hz para a ruminação. E na Figura 12, de um sinal bruto do Rumiwatch em três situações de um bovino, pode-se perceber a mesma variação de 1.5 Hz a 2 Hz.

Figura 12: Sinal do sensor Rumiwatch para consumo de água, ruminação e alimentação



Fonte: Zehner *et al.* (2012)

Adicionalmente, ainda na Figura 12 é possível observar que na curva em

verde, ou seja, nos movimentos de alimentação há uma maior variação de frequência e amplitude dos sinais, com alguns trechos de picos de alta derivada. Portanto, como a maior dificuldade de monitoramento dos sensores de pressão ainda está nos movimentos de alimentação, nos quais o Rumiwatch não consegue diferenciar movimentos de mastigação e bocado. Dessa forma, considerando que uma frequência máxima de mastigação pode chegar a 2,5 Hz e com a hipótese de explorar padrões nos formatos de onda dos movimentos, estabelecemos que a frequência máxima do sinal pode ser de até 5 Hz, o que justifica a frequência de amostragem típica dos métodos mecânicos de 10 Hz a 20 Hz.

3.2 MATERIAIS

A análise dos sistemas existentes do mercado no Capítulo 2, levou ao sistema descrito na Seção 3.1.1 e aos requisitos definidos na seção anterior. Com base nesses requisitos, foram definidos os materiais utilizados para a construção do equipamento. Esses materiais serão descritos em detalhe nesta seção.

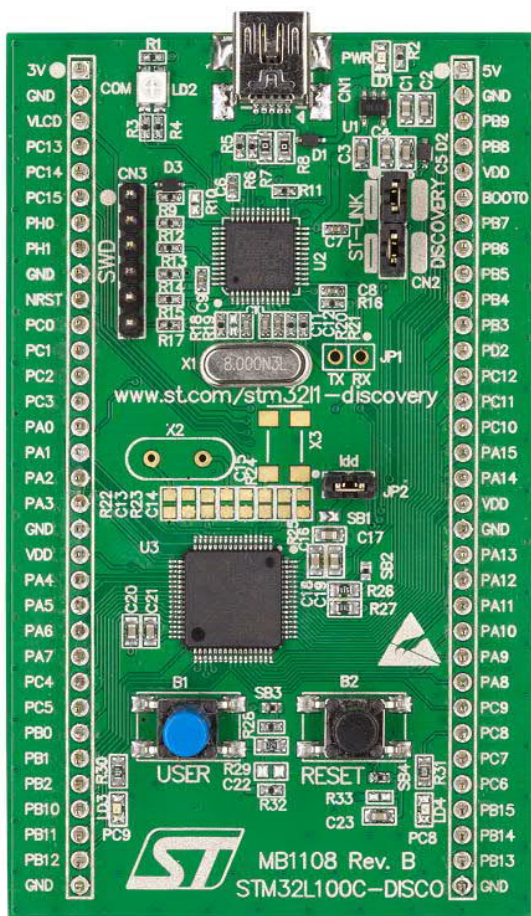
3.2.1 MICROCONTROLADOR

O microcontrolador escolhido foi o STM32L100RTC6 (STMICROELECTRONICS, 2017) por ter os recursos necessários e pela disponibilidade de da universidade de um *kit* de desenvolvimento de sistemas embarcados usando esse microcontrolador. Esse microcontrolador apresenta características baixo consumo de energia, utiliza a CPU ARM Cortex M3 de 32 bits. O microcontrolador apresenta uma memória RAM de 16 kbytes e 256 kbytes de memória *Flash*, tem frequência de *clock* máxima de 32 MHz com suporte a diferentes modos de economia de energia. Foi utilizada a placa de desenvolvimento 32L100CDISCOVERY para a elaboração do projeto, essa placa inclui o STLINK/V2 como ferramenta de depuração e programação embarcada com suporte a SWD (*Serial Wire Debugging*), utilizado para programar o microcontrolador na placa independente. O *kit* de desenvolvimento pode ser observado na Figura 13.

Na Tabela 1 é possível visualizar o perfil de consumo do microcontrolador.

Outra grande vantagem da utilização de uma placa de desenvolvimento da STM é o suporte que a empresa fornece com diversas ferramentas para a programação e configuração do microcontrolador. O STM32Cube IDE vem do STM32CubeMX e é um programa que permite a realização da configuração do

Figura 13: Kit de desenvolvimento STM32L100DISCOVERY



Fonte: STMicroelectronics (2012)

Tabela 1: Características STM32L100RTC6

Perfil de consumo	Magnitude	Unidade
Modo ativo	185	$\mu A/MHz$
Modo ativo de baixa potência	8,6	μA
Modo de <i>Standby</i>	0,29	μA
Modo de <i>Standby</i> + RTC	1,15	$8 \mu A$

Fonte: STMicroelectronics (2017)

microcontrolador e de seus periféricos com uma interface gráfica, gerando um código de inicialização. O programa utiliza a HAL como camada de abstração e *driver* que conta com uma série de APIs (*Application Programming Interface*), permitindo máxima portabilidade entre os microcontroladores da família STM32.

Esse microcontrolador apresenta uma gama completa de periféricos e os

mais relevantes para este projeto estão apresentados na Tabela 2.

Tabela 2: Principais periféricos do STM32L100RTC6

Periféricos	Características	Utilização
Conversor A/D	12 bits	Leitura do sinal do sensor de pressão
SPI	16 Mbits/s	Comunicação com o cartão SD
UART	4 Mbits/s	Comunicação com o Módulo <i>Bluetooth</i>
10x Timers	16 bits	Controle de eventos

As configurações dos periféricos serão apresentadas em detalhes na descrição de sua utilização.

Fonte: O autor.

3.2.2 SISTEMA OPERACIONAL E DRIVERS

O STM32CubeIDE com o *driver* HAL ainda permite a utilização de *Middlewares* como a FatFS, o sistema de arquivos utilizado para o armazenamento no cartão SD e suporte a freeRTOS, o sistema operacional em tempo real (*Real Time Operational System* - RTOS) utilizado para o gerenciamento do sistema com seus periféricos e interrupções. O RTOS utilizado foi o freeRTOS, mas para tal, foi utilizado o CMSIS RTOS (*Cortex Microcontroller Software Interface Standard - Real Time Operational System*) como camada de abstração, permitindo uma compatibilidade entre processadores ARM e uma utilização de outros RTOS se desejado.

Mesmo com o CMSIS, permanecem as vantagens do freeRTOS, que é um sistema operacional que tem alta popularidade e vasta quantidade de informações disponíveis na *internet*. Além de ser um sistema gratuito com todas as funcionalidades essenciais para aplicações deste tipo, com semáforos e filas para sincronização de tarefas.

A *middleware* utilizada para a comunicação com o cartão SD e já disponível com compatibilidade no STM32IDE foi o sistema de arquivos FatFs - *Generic File System Module*, que é um sistema baseado em FAT32, voltado para pequenos sistemas embarcados. É um sistema leve e de baixo *footprint* com alta compatibilidade, inclusive se mostrando compatível com FAT32. Apresenta operação com funções embutidas independente do tipo de armazenamento externo. Devido a essas características, como deseja-se um sistema replicável e com facilidade no acesso aos

dados, diretamente do cartão SD, este sistema de arquivos se mostrou a melhor opção para essa implementação.

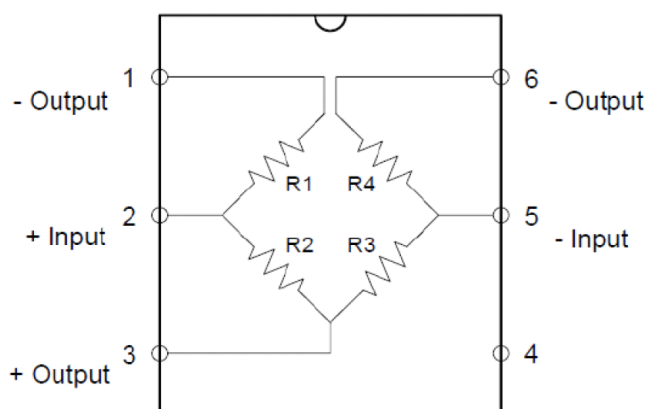
Como o FatFS é uma *middleware* independente, para implementar esse sistema de arquivos no cartão é necessário um *driver* para realizar a comunicação entre o sistema e o cartão SD via SPI.

Para o desenvolvimento deste *driver*, foi utilizado como base um *driver* já disponível em <https://blog.domski.pl/using-fatfs-with-hal/> e nele foram feitas adaptações como a definição de novas funções de comunicação SPI. O Driver funciona com uma taxa de comunicação de 250 kbits/s para inicialização. Portanto, foi necessário a criação de uma função para aumentar essa taxa de comunicação do SPI com o cartão após as inicializações do *driver*. Com a definição do *driver*, o sistema ficou apto para a realização de testes básicos e desenvolvimento de rotina no microcontrolador.

3.2.3 SENSOR E CIRCUITO DE INSTRUMENTAÇÃO

O sensor de pressão MPS20N0040D-S é o ponto principal do sistema e é o transdutor responsável por converter a variação de pressão do ar causada pela compressão do tubo maleável em uma variação de tensão. O sensor funciona com uma ponte de *Wheatstone* com tensão nominal de 5 Vcc ou 1 mA de corrente constante para alimentação, tem faixa de pressão de até 40 kPa com saída linear com uma diferença de tensão entre as portas 1 e 3 ou 6 e 3, conforme diagrama da Figura 14 (E-RADIONICA,):

Figura 14: **Diagrama do sistema de aquisição.**



Fonte: Datasheet MPS20N0040D-S (E-RADIONICA,)

O sensor apresenta uma linearidade de $\pm 0,3\% V_{cc}$. A faixa de pressão ou

precisão na medição não são informações importantes para esta aplicação e sim a linearidade do sensor alinhado ao seu baixo custo, já que não é necessário medir um valor absoluto de pressão e sim analisar uma curva proporcional ao movimento.

Devido a característica do sensor de saída com tensão diferencial de baixa amplitude, o circuito de instrumentação pode ser formado por um amplificador de instrumentação com ganho ajustável e um filtro anti-*aliasing* ativo.

O amplificador de instrumentação utilizado foi o INA317 da Texas Instruments. Esse amplificador de instrumentação é um dispositivo com perfil de baixo consumo de energia *low power*, *zero-drift* e *rail-to-rail-output* com alta precisão. Apresenta corrente quiescente de 50 μV , única fonte de alimentação de 1,8 a 5,5 Vcc e ganho configurável por resistor externo de 1 a 1000 vezes a tensão diferencial de entrada. Sua operação em baixa tensão e baixa corrente quiescente o torna ideal para um sistema alimentado por bateria e não perde características de precisão, com baixa tensão de *offset* (75 μV , G 100) e mínimo desvio por temperatura com (0,3 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$, G 100) e alta rejeição de modo comum (100 dB para G 10) (Texas Instruments, 2017). A baixa amplitude do sinal vindo do sensor, deixa o sistema sujeito a um ruído eletromagnético irradiado, então a característica de proteção contra EMI do amplificador de instrumentação também ajuda na eliminação do ruído de modo comum.

Para evitar o efeito de *aliasing*, como última etapa do circuito de instrumentação, foi utilizado o Amplificador Operacional (OpAmp) modelo TLV9062 da Texas Instruments para a implementação de um filtro passa baixa ativo de 4ª ordem. O amplificador já disponível no laboratório tem características de baixo custo e corrente quiescente de 538 μV , operação com única fonte de alimentação de 1,8 a 5,5 Vcc e filtros internos de EMI e RFI características de baixo consumo e tensão de operação (Texas Instruments, 2018). O detalhamento do projeto do circuito será apresentado na seção de métodos.

3.2.4 BATERIA, CONTROLADOR DE CARGA E REGULADOR

O sistema é alimentado por uma bateria de (Li-Po) de 680 mAh de 3,7 V, recarregável (EHAO 404045). A bateria inclui um circuito embutido de proteção contra sobrecarga e o principal motivo de sua escolha foram suas dimensões reduzidas de 4x40x45 mm e massa de 15 g aliado a sua alta capacidade energética, ponto crítico para operação contínua do sistema a pastejo livre.

A bateria pode ser carregada via interface USB a partir do dispositivo TP4056, que consiste de um carregador linear integrado com corrente ajustável e aplicável para baterias tipo Li-Po. Tem arquitetura interna que bloqueia corrente negativa de carga e possibilidade de leitura do estado térmico da bateria com termistor e capacidade de corrente de carga configurável para até 1000 mA (NanJing Top Power ASIC Corp, 2019).

Para o sistema de alimentação foram utilizados dois reguladores lineares de 3 V (TPS78230). O primeiro regulador é utilizado para alimentar o circuito de instrumentação e o microcontrolador, sendo a fonte principal de alimentação, e o segundo para alimentação do módulo de comunicação *bluetooth*. O componente fornece uma corrente de saída máxima de 150 mA e possui corrente quiescente ultra baixa de 1 μ A (Texas Instruments, 2009). Apresenta porta de *enable*, capaz de ligar e desligar a saída, funcionalidade essencial para os modos de operação com economia de energia, que serão melhor explicados na seção de métodos.

3.2.5 BUÇAL

Foi utilizado um buçal adaptado com material elástico conforme Figura 15, com suporte para o posicionamento do tubo flexível na parte inferior da mandíbula do animal. A simplificação do ajuste do buçal é essencial para uma operação rápida e confiabilidade dos dados.

Figura 15: **Buçal confeccionado de material elástico posicionado em réplica de tamanho real de cabeça de bovino**



Fonte: O autor

Na Figura 16, pode-se observar a fixação do tubo em um suporte de tecido maleável que é posicionado na parte inferior da mandíbula do animal.

Figura 16: **Tubo de borracha fixado na parte inferior do buçal adaptado**



Fonte: O autor

3.2.6 FERRAMENTAS DE DESENVOLVIMENTO

Para o projeto do circuito, desenvolvimento da placa de circuito impresso e configuração dos periféricos do microcontrolador, foram utilizadas diversas ferramentas computacionais de simulação e projeto. Nesta seção essas ferramentas serão descritas em ordem de desenvolvimento do sistema

3.2.6.1 TINA - SIMULAÇÃO ELÉTRICA

TINA-TI é um programa para desenvolvimento e simulação de circuitos elétricos analógicos da Texas Instruments, baseado em (SPICE). Este programa, além de ser gratuito, foi escolhido para a simulação dos circuito de instrumentação do sistema pois os componentes ativos utilizados são da Texas Instruments que disponibiliza modelos matemáticos dos componentes disponíveis para simulação no TINA-TI.

3.2.6.2 AUTODESK EAGLE - DESENVOLVIMENTO DE PROTÓTIPO

A captura de esquemático e o *layout* da Placa de Circuito Impresso (PCI) foram realizados a partir da ferramenta Eagle fornecido pela empresa Autodesk. EAGLE é um programa de automatização do desenvolvimento eletrônico (EDA - *Electronic Design Automation*), que permite o desenvolvimento de PCIs, a partir de um diagrama esquemático com as conexões utilizando modelos dos componentes e roteamento da PCI.

Os modelos dos componentes com os pacotes completos podem ser encontrados nos *sites* dos fabricantes, ou em *sites* de compartilhamento de biblioteca como o SnapEDA ¹. Caso o modelo não seja encontrado, o EAGLE também permite a criação de modelos de componentes.

O Eagle é um programa pago, e sua versão gratuita tem limitações. Contudo, a Autodesk disponibiliza uma licença para estudantes que pode ser ativada com o e-mail institucional da UTFPR.

3.2.6.3 PLATAFORMA STM32CUBEIDE - CONFIGURAÇÃO DE PERIFÉRICOS DO MICROCONTROLADOR

O STM32CubeIDE é uma nova plataforma única de desenvolvimento em C/C++, incluindo configuração de periféricos, geração de código, compilação de código e ferramentas de *debug* para microcontroladores STM32. Essa plataforma realiza a integração das funcionalidade do antigo STM32CubeMX (Configuração de periféricos e criação de projetos) com o Atollic TrueStudio for STM32 (Compilação e *debug* de código).

Na Figura 17 pode-se observar a visão do programa no modo de configuração de periféricos. Esta seção permite a configuração no detalhe do microcontrolador, como *clock*, portas de entrada e saída, conversor A/D e também configuração de *middlewares*, como FatFs e também a disponibilização do FreeRTOS, com configuração de memória da *stack* e pré criação de tarefas e semáforos, tudo de forma visual.

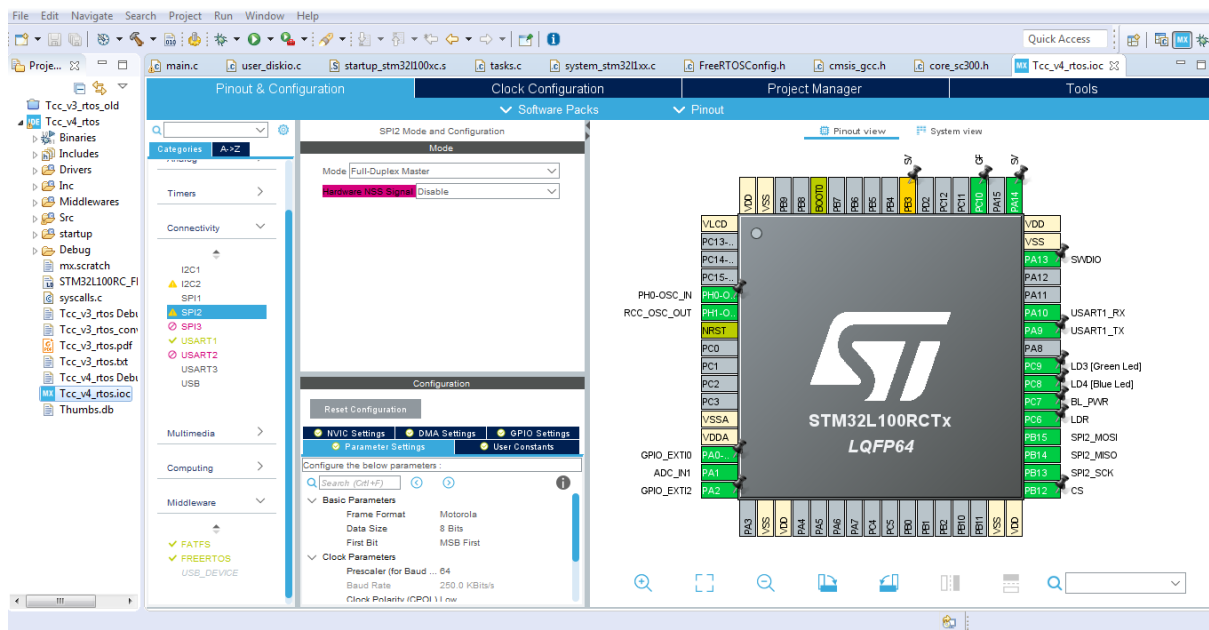
Ao finalizar a configuração, o programa gera o código com as configurações feitas utilizando a camada de abstração HAL e o programa retorna a visão de escrita de código para escrever a rotina e compilar. O “main.c” já gerado com as configurações tem espaços reservados para o código do usuário, possibilitando retornar à configuração nos periféricos sem perder as alterações na rotina do código.

3.3 MÉTODOS

Nesta seção serão descritos os métodos utilizado em cada fase do projeto, desde a configuração do microcontrolador à montagem do circuito eletrônico. Será justificado cada parâmetro que em sua grande maioria foi embasado por testes preliminares.

¹ <https://www.snapeda.com/>

Figura 17: Captura de tela do **software** STM32CubeIDE na visão de configuração visual dos periféricos



Fonte: O autor

Inicialmente, como teste preliminar foi desenvolvido um circuito de instrumentação completo para o mesmo sensor, com componentes disponíveis e conexão com o módulo MSP430G2553. O circuito foi desenvolvido com as especificações da Tabela 3.

Tabela 3: Características do Circuito Preliminar

Característica	Magnitude	Unidade
Ganho	300	-
Frequência de amostragem do conversor A/D	32	Hz
Frequência de corte do filtro	7	Hz

Fonte: O autor.

A frequência de corte inicial do filtro em 7 Hz foi definida com base na análise na Seção 3.1.3. A frequência de amostragem com uma relação maior que duas vezes a frequência máxima identificada do sinal, para um fator de segurança, já que apesar de observado por outros sensores, este ainda é um sinal imprevisível.

Na avaliação do sinal dos testes ainda foram observadas algumas transições abruptas do sinal, o que mostra um possível potencial perdido de registro do perfil do sinal, portanto, isso motivou um aumento da frequência de amostragem e

da banda passante na versão definitiva desenvolvida neste trabalho, com a intenção de permitir uma análise mais aprofundada dos sinais.

3.3.1 PROJETO DO CIRCUITO DE INSTRUMENTAÇÃO

O Circuito de instrumentação foi projetado com dois objetivos básicos: Amplificar o sinal do sensor de pressão e filtrar as componentes indesejadas de frequência desse sinal, ou seja, componentes não oriundas do movimento mandibular animal.

3.3.1.1 AMPLIFICAÇÃO DO SINAL

Foi realizado um teste preliminar para visualizar a saída do sensor de pressão conectado ao tubo de silicone vedado, simulando um movimento mandibular que resultasse na compressão do tubo. O sensor foi alimentado com a tensão de 3 V e para a pressão simulada, teve como saída um sinal com amplitude entre 4 mV e 20 mV. Partindo deste ponto, com a intenção de utilizar toda faixa de tensão de 3 V, maximizando assim a resolução dos dados coletados pelo conversor A/D, foi calculado o Ganho conforme expressão:

$$G = \frac{V_o}{V_{in}} = \frac{3}{0,01} = 300, \quad (1)$$

onde G é o ganho do amplificador de instrumentação, V_o é a tensão de saída do amplificador e V_{in} a tensão de entrada.

Foi calculado um ganho médio de 300 ($V_{in} = 10$ mV) e foi calculado a resistência necessária configurar esse ganho no amplificador INA317, de acordo com Texas Instruments (2017), sendo o ganho dado por:

$$G = 1 + \left(\frac{100 \text{ k}\Omega}{R_G} \right). \quad (2)$$

Esse ganho e resistência calculados não são fixos devido a alta imprevisibilidade da amplitude do sinal dependendo do ajuste do buçal no animal, portanto, a configuração final foi feita com potenciômetros, para que na prática, o ajuste de ganho aconteça de forma empírica com a visualização do sinal via *bluetooth*.

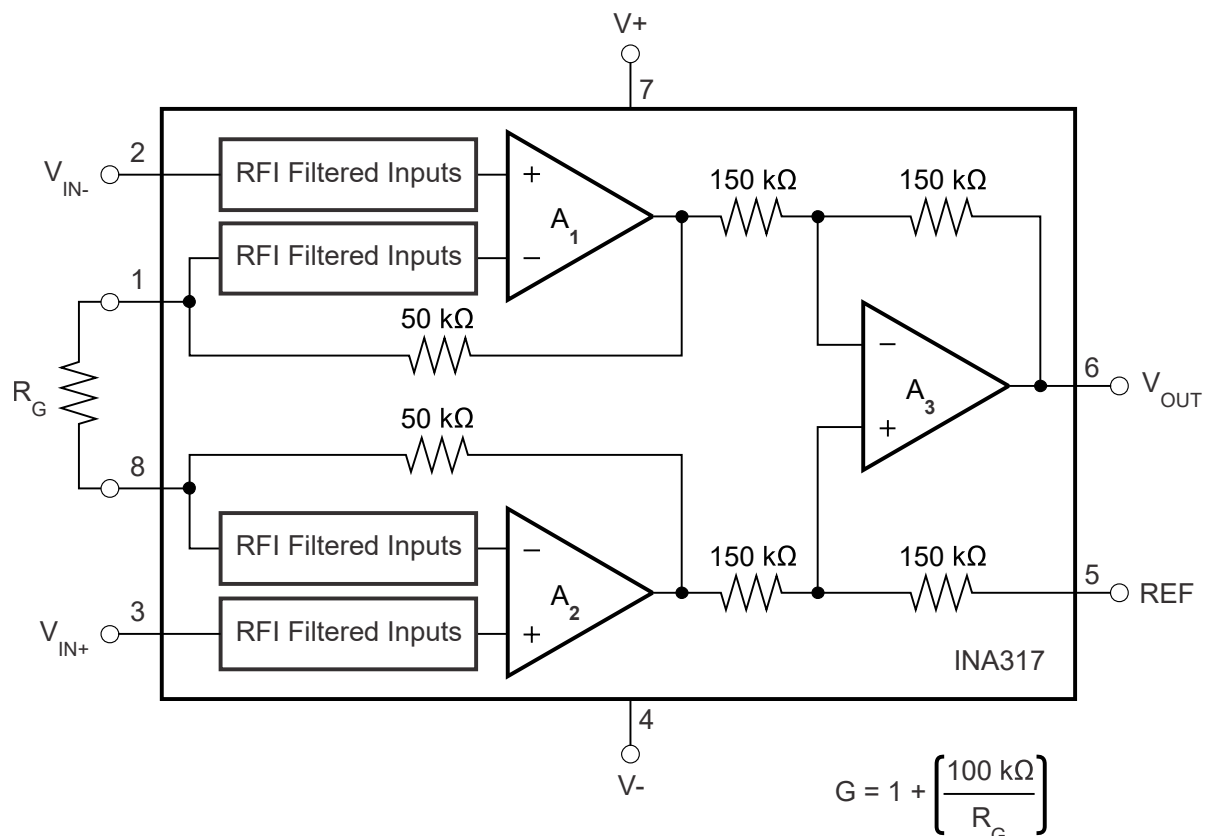
Nos testes preliminares foi observado que se o tubo não estiver completamente vedado, ao ser comprimido, pode ocorrer vazamento de ar e, consequente-

mente, criar uma relação diferencial inversa na saída do sensor, o que pode grampear o sinal ou saturar a saída do amplificador. Portanto, para não perder dados em caso de um vazamento de pressão, foi definido um offset utilizando-se da função já disponível no amplificador de instrumentação.

3.3.1.2 FILTRAGEM

Como o sinal de saída do sensor ter amplitude na ordem de milivolts, o ruído devido a interferência eletromagnética irradiada e conduzida se torna mais expressivo. Portanto, essa característica também influenciou na escolha do amplificador de instrumentação INA317, pois apresenta internamente nas entradas um filtro contra Interferência de Radio Frequência (RFI). Detalhes do amplificador de instrumentação podem ser visualizados na 18.

Figura 18: Circuito interno do amplificador de instrumentação INA 317



Fonte: Texas Instruments (2017)

Pensando na conversão A/D do sinal, primeiro buscou-se estudar a frequência da origem do sinal e posteriormente como que os sensores de pressão referências do mercado amostram este sinal.

Na revisão dos métodos foi identificado que a frequência de amostragem

dos sistemas similares varia de 10 a 20 Hz e ainda um potencial para aumento no nível de detalhe do sinal nos testes preliminares. Dessa forma, com a finalidade de explorar o sinal em maior detalhe e expandir o que há atualmente a taxa de amostragem foi aumentada inicialmente de 32 Hz para 100 Hz, podendo ser diminuída com análises posteriores.

Esta frequência de amostragem alta, definida em uma década acima da frequência de amostragem mínima de 10 Hz foi definida principalmente para permitir uma análise empírica futura do comportamento do sinal no domínio da frequência, permitindo a realização de testes com a diminuição gradual em busca de um ponto ótimo entre autonomia do sistema e qualidade do sinal.

Foi projetado um filtro para evitar o *aliasing* e com a intenção de reduzir quaisquer interferências da rede elétrica, cuja frequência fundamental é 60 Hz. O ruído causado pela rede elétrica pode ter pouco impacto com o animal a pastejo livre, mas no caso de animais em confinamento, como vacas leiteiras, pode haver maior interferência devido ao maquinário dessas indústrias, como sistema de refrigeração e ordenhadeiras. Foi projetado um filtro passa baixas ativo de quarta ordem, uma vez que a maioria dos Amplificadores Operacionais (OpAmps) possuem pelo menos 2 OpAmps por encapsulamento. Em comparação com a primeira versão, a frequência de corte passou de 7 Hz para 15 Hz com objetivo de aumentar a banda passante.

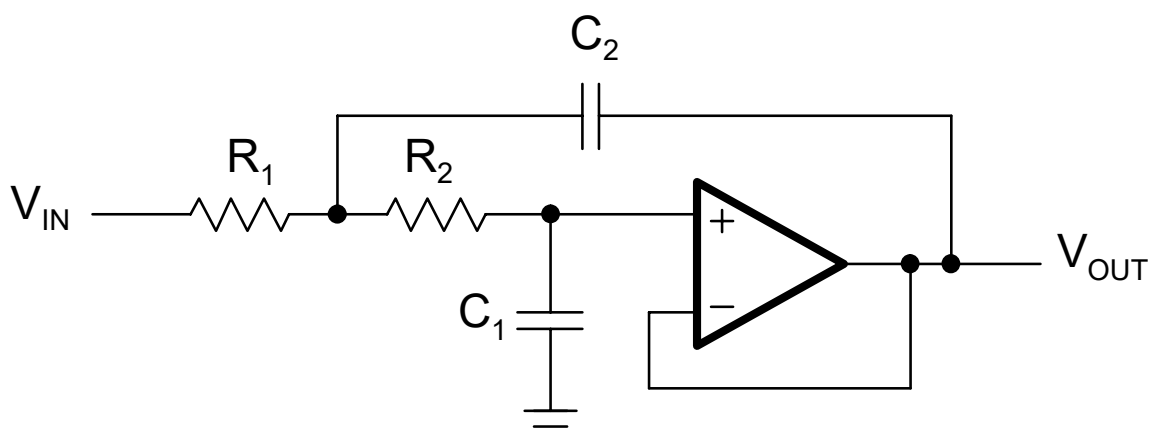
A principal referência para o projeto do filtro na primeira versão foi o Mancini (2002). Como o perfil do sinal é o objetivo da análise deste projeto, o foco do filtro projetado foi o máximo nivelamento na banda passante, de modo que possibilite uma comparação entre amplitudes para sinais de diferentes frequências dentro da banda passante. Desta forma, o filtro escolhido para o primeiro projeto foi o Butterworth passa-baixas de 4ª ordem na topologia *Sallen-key*, de ganho unitário, conforme função de transferência de uma etapa de 2ª ordem apresentada na equação 3.

$$A(s) = \frac{1}{1 + \omega_c C_1 (R_1 + R_2) s + \omega_c^2 R_1 R_2 C_1 C_2 s^2} \quad (3)$$

onde: ω_c : frequência angular de corte. s : — $C_1, C_2, R_1 e R_2$: Capacitância e resistência conforme Figura 19.

Com a intenção de otimizar o projeto do filtro, foi utilizada a ferramenta Analog Filter Wizard da Analog Devices para refinamento do projeto do filtro. Nesse aperfeiçoamento o foco foi uma banda passante de ganho uniforme e maior atenuação na frequência da rede de 60 Hz. A vantagem da ferramenta é a visualização do filtro

Figura 19: Circuito padrão do filtro ativo passa-baixas de segunda ordem, ganho unitário e topologia *Sallen-key*



Fonte: Mancini (2002)

levando em conta o erro dado em função da tolerância dos componentes. Na Figura 20 é possível observar o comportamento do circuito no domínio da frequência, com a variação de ganho relacionada a uma variação de 5% nas resistências e capacitâncias e com a atenuação considerável a 60 Hz.

O circuito do filtro projetado foi avaliado no simulador TINA-TI da Texas Instruments, que é compatível com o modelo de simulação mais completo do amplificador operacional TLV9062 utilizado na prática. Na Figura 21 é possível observar o circuito de simulação exportado do simulador.

Com a simulação validou-se a efetividade do filtro e ganhos calculados, sendo possível levantar os componentes necessários para a montagem efetiva do circuito.

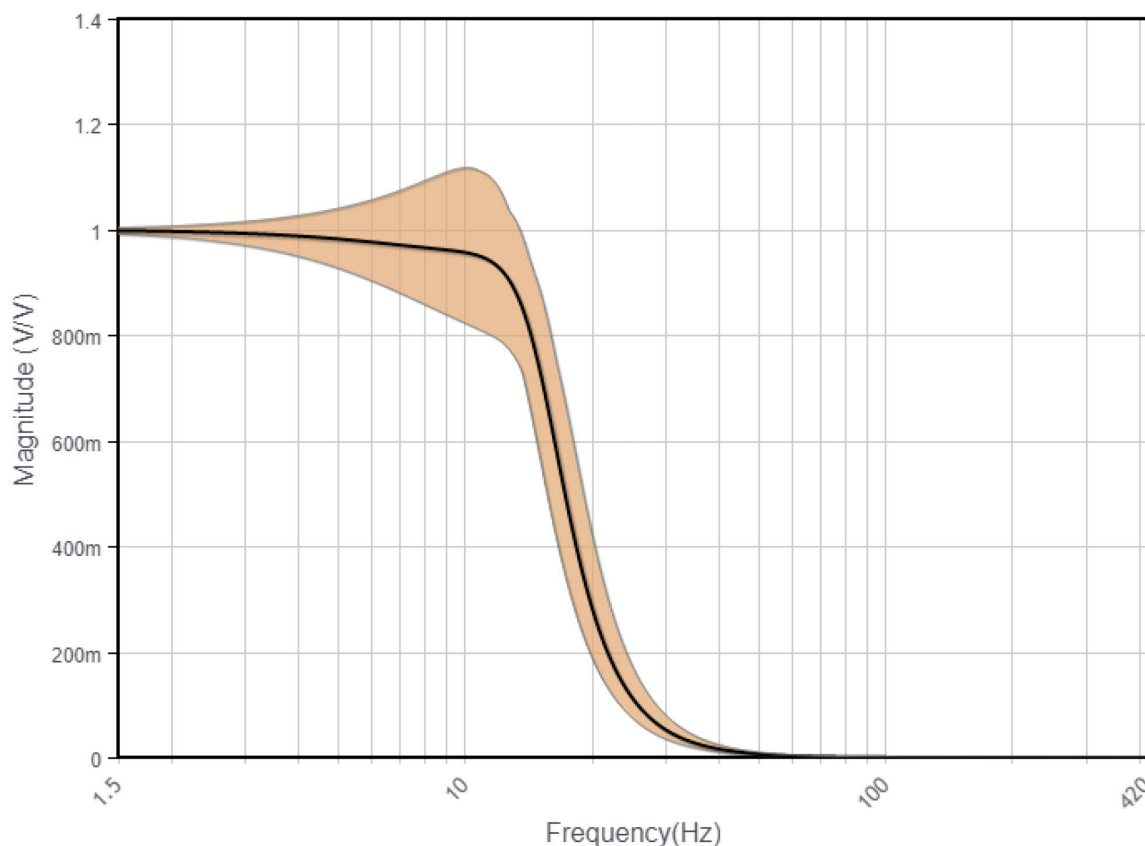
3.3.2 PROJETO DO CIRCUITO DE ALIMENTAÇÃO

A Alimentação do circuito segue o diagrama da Figura 22.

Buscando maior portabilidade do sistema, a fonte de energia para carga da bateria provém de porta USB, com tensão de alimentação padrão de 5 V.

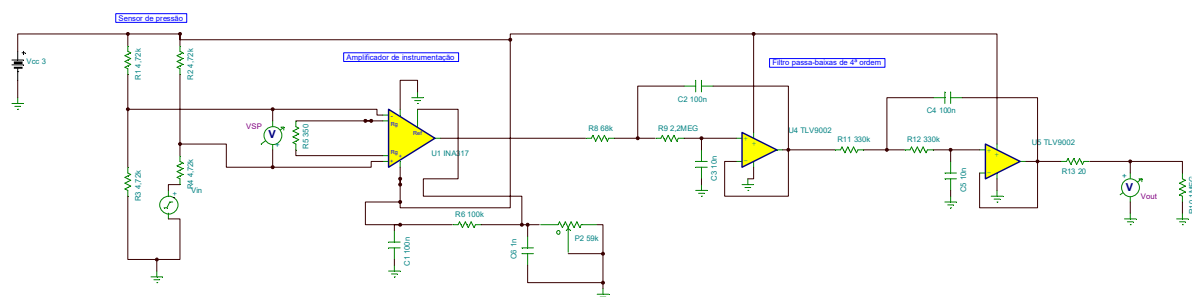
O sistema, como um protótipo inicial foi projetado com *jumpers* seletores entre as fonte de alimentação portátil (bateria) e direto da entrada USB, como alternativa para testes de bancada. Para medição da corrente de consumo, foram colocados *jumpers* abrindo o circuito na saída dos reguladores. O circuito foi projetado para ser alimentado por uma tensão de 3,7 V a 5 V. A partir deste ponto, foi decidido

Figura 20: Resposta à frequência do filtro projetado na plataforma Analog Filter Wizard



Fonte: O autor

Figura 21: Circuito simulado no software TINA-TI

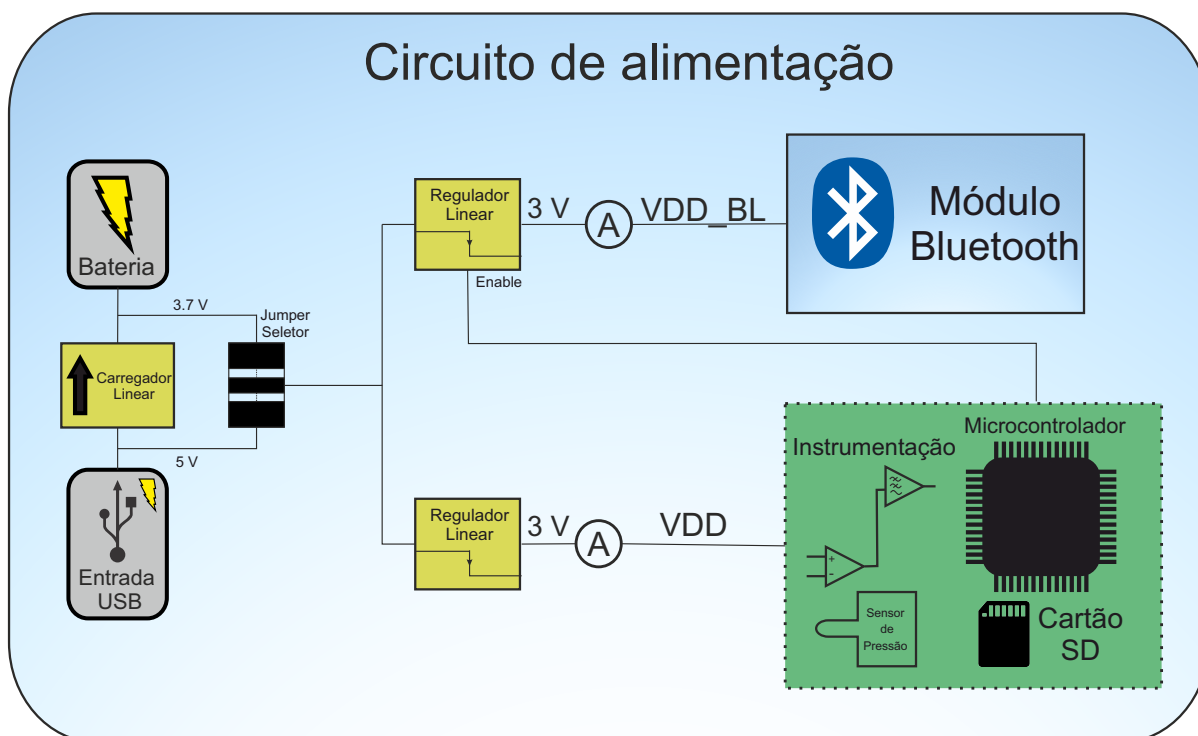


Fonte: O autor

dividir o circuito em dois reguladores lineares de alimentação de baixa corrente quiescente.

O primeiro regulador fornece uma saída de 3 V, denominada VDD, que alimenta o microcontrolador, o sensor de pressão e circuito de instrumentação, sendo a fonte principal da operação normal do sistema. O segundo regulador fornece 3 V (VDD_BL) para a alimentação do sistema de comunicação *bluetooth*. O regulador tem sua porta de *enable* ligada a uma porta do microcontrolador, possibilitando assim o controle da alimentação desta parte do circuito e, conseqüentemente, reduzir o

Figura 22: Diagrama funcional do sistema de alimentação do sistema embarcado.



Fonte: datasheet

consumo de energia na função *data logger* apenas (sem comunicação de dados).

A utilização de um segundo regulador também se justifica para uma melhor divisão de carga, que para o microcontrolador pode ser simulada na ferramenta CubeMX. Para o módulo *bluetooth* e cartão SD, com os dados de fábrica e para o circuito de instrumentação com a simulação no TINA-TI.

3.3.3 SISTEMA EMBARCADO

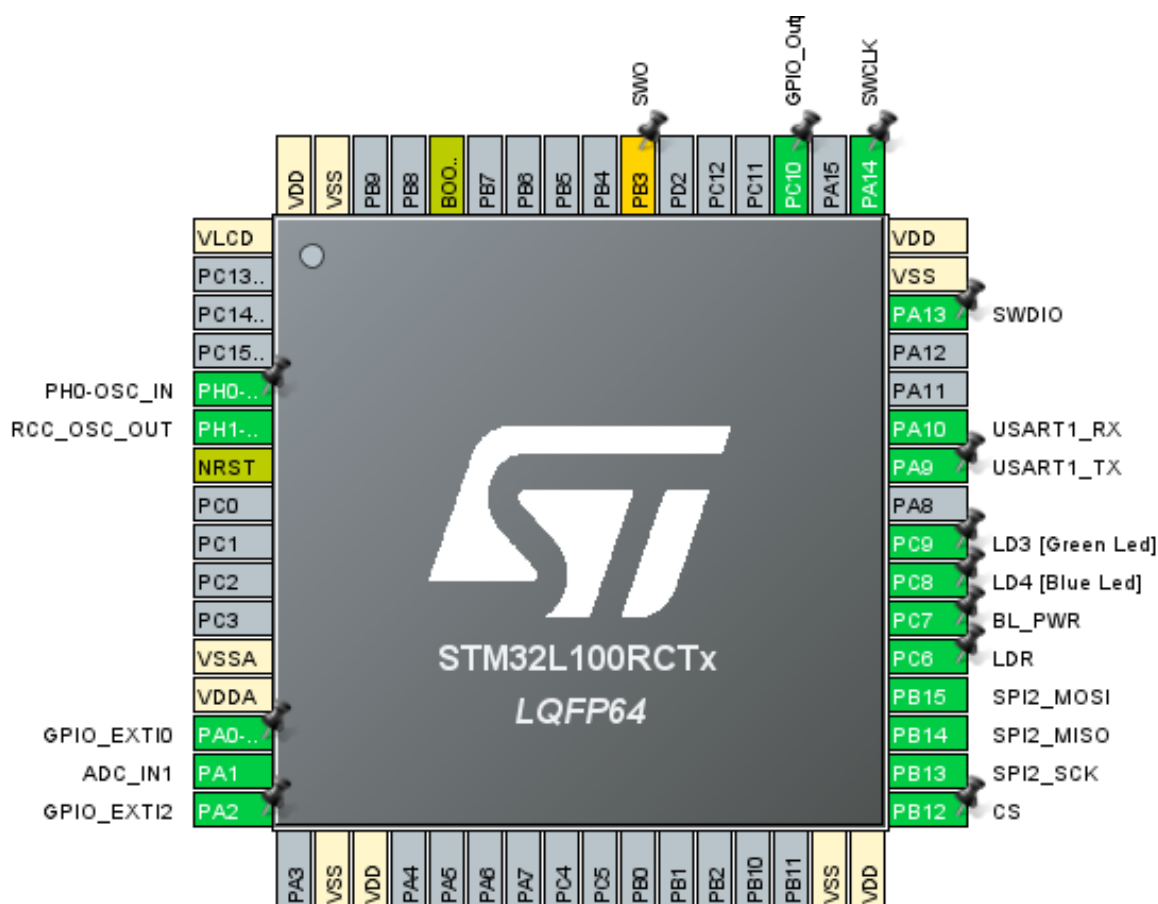
A implementação do sistema embarcado que coordena todo o sistema foi feita utilizando o STM32CubeIDE como ferramentas principal para a configuração de todos os periféricos e criação de tarefas e semáforos do RTOS, e para toda programação do microcontrolador. O sistema operacional FreeRTOS foi utilizado para melhor gerenciamento de periféricos e tarefas buscando maior portabilidade e eficiência.

Esta seção será dividida para tratar primeiramente da configuração dos periféricos com o STM32CubeMX e depois na configuração de tarefas e semáforos, descrevendo o funcionamento do sistema como um todo.

3.3.3.1 CONFIGURAÇÃO DOS PERIFÉRICOS

A configuração dos periféricos foi feita inteiramente com o STM32CubeIDE. Na Figura 23 é possível observar a interface do programa com a configuração final de cada porta do microcontrolador.

Figura 23: Configurações das portas do microcontrolador - STM32CubeIDE



Fonte: A autor

Os principais periféricos utilizados no sistema foram o conversor A/D, para leitura do sensor de pressão, interface SPI para comunicação com o cartão SD para registro dos dados e UART para comunicação com o módulo de transmissão *bluetooth*. As demais portas podem ser divididas em interface com o usuário, como entrada de comando com dois botões, saída para LEDs.

O conversor A/D utiliza o *clock* HSI de 16 MHz. Possui 12 bits de resolução e foi configurado no modo *scan*, no qual, quando acionado, realiza 8 conversões seguidas e armazena diretamente em um *buffer* do DMA (*Direct Memory Access* - Acesso direto à memória). O início da amostragem é despertado por um evento interno do *timer 2* que foi configurado para acionar a uma taxa de 100 Hz.

O DMA foi configurado como *buffer* circular. No fim das 8 aquisições seguidas o ADC gera uma interrupção na qual é calculada a média das 8 amostragens, como forma de minimizar erros de amostragem por ruídos irradiados e conduzidos. Assim essa média é calculada e armazenada no *buffer* principal a uma taxa de 100 Hz.

A comunicação com o cartão SD é feita por meio do periférico SPI. O SPI foi configurado no modo *full-duplex master* em que comanda a comunicação com o cartão permitindo escrita e leitura de dados. A comunicação é feita com dados de 8 bits a uma taxa de 250 kbits/s primeiramente, para comunicação inicial do *driver* com o cartão e posteriormente é configurado a taxa final de 4 Mbits. Utiliza 4 pinos: SPI2_MISO, SPI2_MOSI, SPI2_SCK e CS.

Para comunicação com o módulo *bluetooth* é utilizada a USART1 a uma taxa de 9600 bits/s sendo 8 bits de dados sem paridade. Utiliza duas portas: USART1_RX e USART1_TX. A porta BL_PWR é uma GPIO configurada como porta de saída que serve para acionar o regulador que alimenta o módulo *bluetooth*.

Para interface com o usuário, foram selecionadas 2 portas como GPIOs de entrada, para botões. As GPIOs de saída são para acionamento de 3 LEDs indicativos de estado do sistema.

3.3.3.2 FUNCIONAMENTO DO SISTEMA E ORGANIZAÇÃO DE TAREFAS

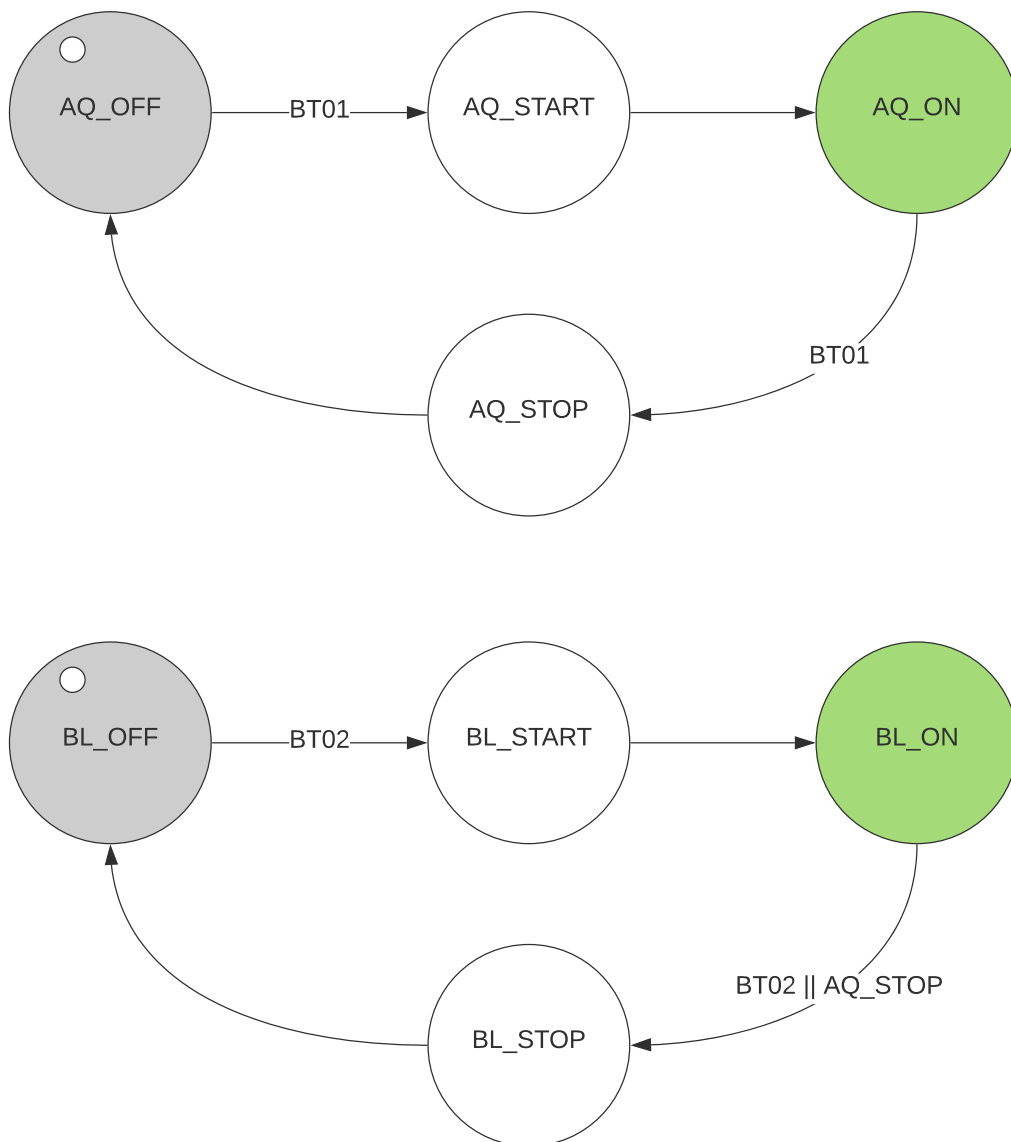
Nesta seção será explicado o funcionamento do programa de gerenciamento de tarefas e periféricos do sistema. Primeiramente, será explicado o funcionamento geral e fluxo do programa e após será explicado a configuração de cada tarefa e semáforo utilizado.

O diagrama da Figura 24 apresenta os modos de operação do sistema e sua interação com o usuário, que por sua vez ocorre por meio de dois botões, denominados no diagrama de BT01 e BT02.

A sequência de ações do diagrama superior com estados com prefixo “AQ” de Aquisição, mostra o processo do início ao fim da aquisição de dados e a sequência logo abaixo, com estados com prefixo “BL” de *bluetooth*, mostra o processo de início ao fim da transmissão *bluetooth*. O estado inicial do sistema é com a aquisição e a transmissão *bluetooth* desativados (AQ_OFF e BL_OFF, marcados na figura pelo pequeno círculo branco).

O sistema inicia com a aquisição desligada e acaba entrando no modo

Figura 24: Diagrama de estados de funcionamento do sistema



Fonte: O autor

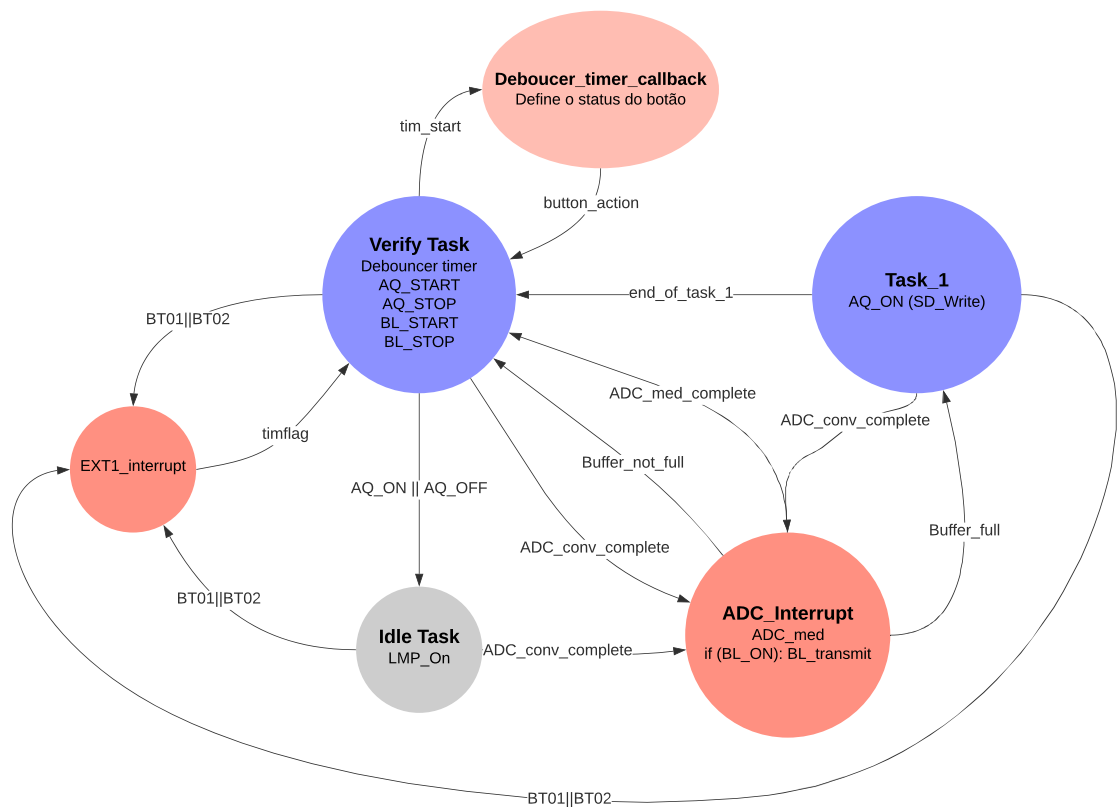
de economia de energia. Quando o BT01 é apertado, o sistema passa para o estado de AQ_START em que são feitas as inicializações no cartão SD, da montagem do cartão até a abertura do arquivo, e a inicialização das conversões A/D. Após essa inicialização, o sistema passa para o estado ativo AQ_ON em que realiza as conversões e as armazena em um *buffer*, que quando é preenchido é descarregado no cartão SD. Se o BT01 for ativado mais uma vez o sistema irá seguir o processo de desativação, com o AQ_STOP a conversão A/D é interrompida e o arquivo é fechado para concluir o salvamento dos dados no cartão SD. Por fim, o sistema retorna ao estado de aquisição desativada, AQ_OFF.

Para o módulo *bluetooth* a lógica é a mesma que a da aquisição, porém

com o BT02. O módulo *bluetooth* está desligado e ao acionar o botão o sistema ativa o segundo regulador que alimenta o módulo e ativa a transmissão, passando para o estado BL_ON, em que o módulo está ligado e a postos para transmissão no fim de cada conversão do A/D, ou seja, caso o sistema também esteja no modo AQ_ON. Com uma segunda ativação do BT02, ou caso o sistema esteja em AQ_OFF, o *bluetooth* vai ser desativado automaticamente, passando para BL_STOP, com o desligamento do regulador que alimenta ao módulo, retornando ao estado inicial, BL_OFF.

O diagrama da Figura 25 mostra o funcionamento detalhado da programação com as rotinas de interrupção e tarefas.

Figura 25: Diagrama de estados do algoritmo do sistema



Fonte: O autor

O sistema utiliza duas tarefas para a execução da rotina, representadas em azul no diagrama da Figura 25, a “VerifyTask”, que é a tarefa de maior prioridade, responsável pelas verificações do estado dos botões e funções de inicialização e finalização da aquisição e módulo *bluetooth*. A segunda tarefa é a “Task1”, que tem menor prioridade e é responsável pela gravação dos dados no cartão SD.

Representados em vermelho estão as interrupções do botão (EXT1_inter-

rupt) e a interrupção do fim da conversão AD (ADC_Interrupt). A EXT1_interrupt marca a timflag e dá o semáforo para a “VerifyTask”, que com a *flag* marcada, começa um *timer* de 40 ms. Ao fim desse período é chamada uma função *callback* (Debouncer_timer_callback), que verifica o status do botão, confirma o estado da variável de estado *button_action* e retorna a “VerifyTask”.

Quando a aquisição do sistema está ativa (AQ_ON) o conversor AD está ativo e ao fim de cada ciclo de aquisição (configurado a taxa de 100 Hz), a CPU entra na rotina de interrupção ADC (ADC_Interrupt), que calcula a média entre as 8 conversões seguidas armazenadas em um *buffer* pelo DMA e armazena esse valor da média em um *buffer* com espaço de 2048 aquisições, como as 8 conversões são seguidas, essa média é calculada a uma taxa de 100 Hz. Nessa interrupção ocorrem algumas verificações, dentre elas a do status do *bluetooth*, que se estiver ativo (BL_ON) realiza a transmissão *bluetooth* da última média calculada. A outra verificação é se o *buffer* está completo, caso positivo, a interrupção dá o semáforo para a “Task1” que descarrega os dados do *buffer* no cartão SD. Caso negativo, o sistema dá o semáforo para a “VerifyTask” e, conseqüentemente, entra para a “Idle Task” até a conclusão da próxima aquisição.

Marcado em cinza a *Idle_task*, que é a tarefa padrão do sistema de menor prioridade, que é acessada quando o sistema está ocioso, e foi configurada para colocar o sistema em modo de economia de energia.

3.3.3.3 AQUISIÇÃO E ARMAZENAMENTO DE DADOS

Nesta seção, mostra-se relevante explicar o processo de armazenamento de dados no cartão SD, por se tratar de uma parte delicada para a confiabilidade do sistema e com impactos diretamente relacionados à autonomia do sistema.

Os dados são armazenados no cartão no formato bruto binário diretamente em um vetor do tipo `uint16_t` ou *unsigned Short* de 2048 posições. Como o conversor A/D tem resolução de 12 bits, está sendo utilizado um espaço de 16 bits por conversão.

Ao iniciar a primeira aquisição, a rotina cria um arquivo txt nomeado de “LOG_0.txt” e marca o início da gravação com a escrita “New record”. Caso a gravação seja interrompida (AQ_STOP), ao iniciar outra gravação é criado um segundo arquivo nomeado de “LOG_1.txt” e assim sucessivamente. Em uma operação não usual em que o sistema seja reiniciado ou desligado de sua alimentação, a contagem de arquivos reinicia e caso os arquivos não sejam descarregados, o sistema vai abrir

o arquivo existente e começar uma nova gravação no final do arquivo, para não correr o risco de perder dados já presentes no arquivo original.

Por fim, para a leitura desses dados foi desenvolvida uma rotina por MatLab para leitura dos dados em formato uint16_t. Com essa rotina, foi possível ler os dados e plotá-los em uma linha temporal para uma análise gráfica.

4 RESULTADOS

Neste capítulo será discutido o resultado final do projeto e do sistema concluído, abordando passo a passo quais foram os impactos de cada uma das fases de projeto. Nesta seção as abordagens em cada fase serão justificadas, visando o objetivo do projeto em fazer um sistema de aquisição de dados confiável, de baixo custo e com autonomia compatível com a aplicação final.

Na Seção 4.1 serão abordados os aspectos construtivos do sistema, com uma comparação entre a simulação e resultados reais na PCB feita. Serão abordadas as fases de projeto de circuito esquemático e roteamento de placa, com as limitações consideradas, dificuldades e premissas feitas até a montagem da placa e conclusão do projeto.

Na Seção 4.2 serão apresentadas as estratégias para diminuição de consumo de energia do microcontrolador, com as otimizações feitas no código e seus resultados.

Posteriormente, na Seção 4.3 foi avaliada a autonomia do sistema como um todo, comparando as simulações com o resultado real, apontando pontos de melhoria futura para otimização da autonomia e da produção do sistema.

Por fim, será avaliada a qualidade do sinal gravado com simulações do tubo de silicone. Devido a pandemia de SARS-CoV-2 de 2020 não foi possível a realização de testes com animais em estábulo ou a pastejo livre. Foi planejada a realização de ensaios com apoio do IAPAR de Pato Branco, porém, atualmente, o instituto está fechado e impossibilitado de fornecer estrutura para teste com animais. Sendo assim, buscou-se realizar simulações de movimentos no tubo vedado com diferentes frequências de compressões no tubo para possibilitar ao menos uma avaliação ainda que superficial da funcionalidade do sistema, possibilitando demonstrar que o sistema será capaz de capturar amostras em uma operação real.

4.1 DESENVOLVIMENTO DO HARDWARE

Para desenvolvimento do circuito, foi seguido o processo apresentado na seção 3.3, principalmente para o circuito de instrumentação do sinal do sensor, com

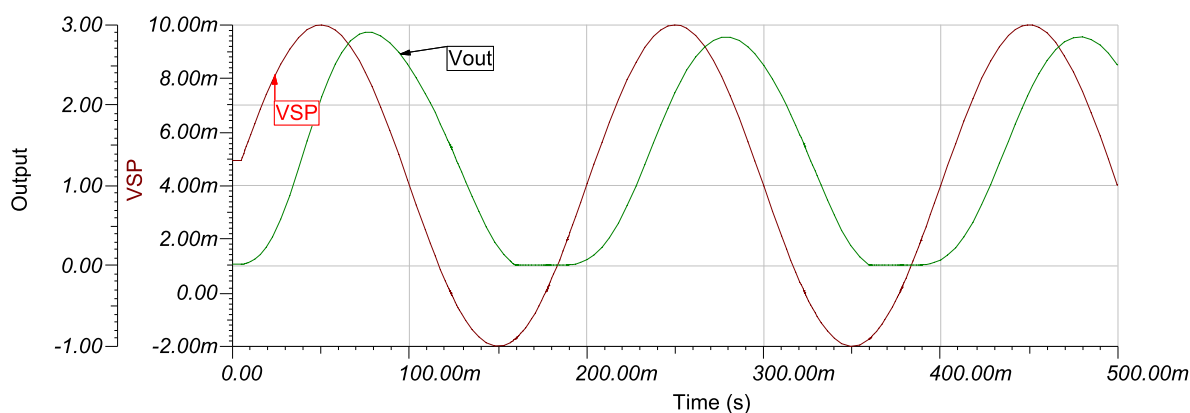
os passos de análise do comportamento do sensor, projeto de circuito, simulação e desenvolvimento de placa de circuito impresso.

4.1.1 RESULTADOS DE SIMULAÇÃO

No circuito simulado, apresentado na Figura 21 foi apresentado um sinal de entrada em VG1 que levava a uma saída simulada do sensor de aproximadamente 9 mV, a frequência padrão de 5 Hz e o sinal de saída (V_{out}), com um ganho regulado para operação ideal.

Os sinais de entrada e saída do circuito simulado podem ser observados na Figura 26, na qual é possível observar o sinal de saída amplificado e com uma defasagem em torno de 30 ms com relação ao sinal de entrada, devido a presença do filtro. Percebe-se também que o sinal é grampeado na porção negativa, o que é esperado devido a característica *single supply* do OpAmp de instrumentação.

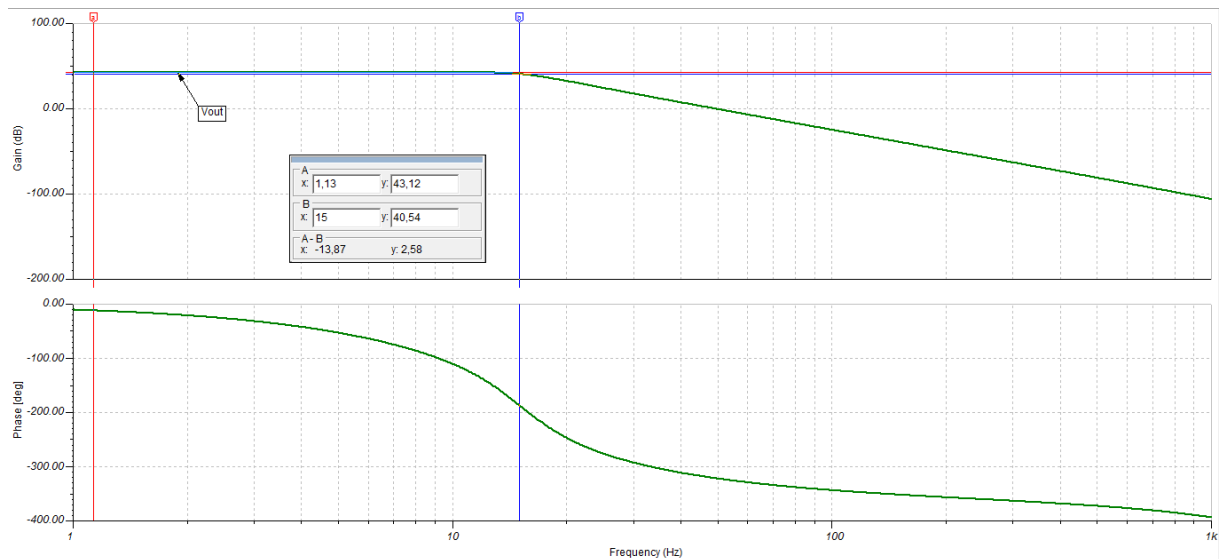
Figura 26: **Entrada e saída simulada do circuito de instrumentação do sistema no software TINA TI**



Fonte: O autor

Na Figura 27 é possível observar o comportamento na ordem da frequência, onde percebe-se que o circuito mantém um ganho quase constante na banda passante com o sinal de entrada senoidal de 5 Hz, como é possível observar na equivalência da curva de ganho com a linha de referência do cursor.

Figura 27: Análise do comportamento do circuito de instrumentação em função da frequência



Fonte: O autor

Do diagrama de Bode, também é possível destacar que o circuito apresentou comportamento conforme previsto no projeto do filtro, apresentando ganho quase que constante na banda passante até 15 Hz. Ainda na Figura 27 é possível observar o ponto “a” na frequência dentro da banda passante e o ponto “b” em na frequência de corte do filtro de 15 Hz que apresenta aproximadamente -3 dB em relação ao ganho do ponto “a”, conforme esperado.

Uma observação sobre a Figura 27 é que o ganho não reflete exatamente ao ganho médio de 300 conforme calculado, devido a uma limitação do *software* em posicionar a fonte de tensão diretamente na entrada do amplificador de instrumentação, tendo que ser posicionado como uma variação de tensão na ponte de *wheatstone* que representa o sensor, conforme Figura 21. Contudo, essa análise do ganho de forma absoluta não é o foco do gráfico de Bode, sendo o ganho médio melhor observado em uma análise de transiente.

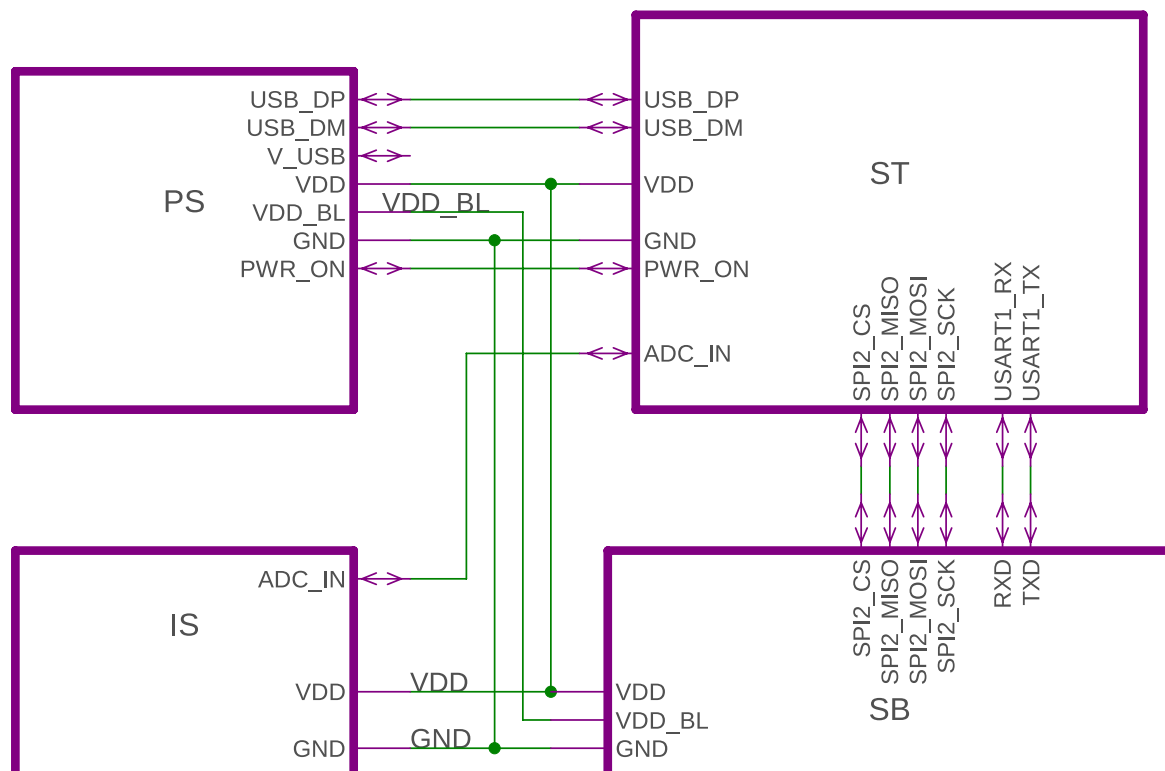
Na curva inferior da Figura 27, percebe-se uma defasagem exponencial mesmo dentro da banda passante, o que já era esperado, para se atingir essas características de ganho constante. Como a característica do sinal a ser avaliado não apresenta mudanças bruscas de frequência, julga-se que essa característica não irá influenciar negativamente em análises futuras.

4.1.2 PROJETO DE PCB

Após a análise gráfica, segue-se com o projeto da PCB conforme explicado na seção de métodos.

Como forma de organização do projeto esquemático do circuito, definiu-se a criação de páginas para cada setor do circuito conforme exibido na Figura 28.

Figura 28: **Esquemático geral dos circuitos do sistema no esquemático do Eagle**



Fonte: O autor

O circuito foi dividido nos setores de Circuito de instrumentação (IS), circuito de alimentação (PS), núcleo do microcontrolador (ST), e armazenamento de dados e transmissão *bluetooth* (SB).

O circuito de alimentação foi desenvolvido levando em consideração os reguladores de baixo consumo pré selecionados e estratégias foram desenvolvidas para a seleção da fonte de alimentação e facilitar testes do protótipo, utilizando alimentação por USB como fonte principal, conforme mostrado no *Jumper* (JP1) da Apêndice A.

Posteriormente, foi percebido um erro no circuito de alimentação, que traz a alimentação da bateria diretamente para o regulador do módulo *bluetooth*. Infelizmente o erro acabou sendo levado ao projeto final, mas não impossibilitou

o funcionamento correto do sistema, que é operado pela tensão da bateria. Para contornar esse problema a bateria deve estar sempre conectada ao sistema, que não deve ser operado somente com o cabo de alimentação USB conectado.

Como medida para facilitar testes por etapas no protótipo, foram incluídos *jumpers* nas saídas dos reguladores, permitindo isolar a alimentação do circuitos de forma separada para verificação do estado de cada regulador antes de alimentar as demais partes do circuito.

Um ponto crítico do sistema foi a implementação do microcontrolador, conforme Apêndice B. Nele está definido o microcontrolador com todas as entradas configuradas conforme definido no STM32 Cube IDE e testadas no *kit* de implementação. Além disso é necessário prover um circuito para funcionamento correto do microcontrolador, conforme indicações das referências (STMICROELECTRONICS, 2012) e (STMICROELECTRONICS, 2014).

Para a interface com o usuário foram definidos os 2 botões principais, S1 e S2, conforme Apêndice B, e um botão de *reset* (BT02 - *reset*) do sistema, essencial em caso de erros. Também foi utilizado um *led* RGB para facilitar na programação e testes preliminares (LD3, LD4 e LD5).

Para a transmissão e armazenamento de dados o circuito foi montado conforme Apêndice C, em que podem ser exibidos o módulo *bluetooth* com seu circuito auxiliar e o adaptador de cartão microSD.

O circuito de instrumentação pode ser observado no Apêndice D, seguindo o circuito simulado e com a entrada do sensor via *jumpers*.

Após a verificação completa e montagem do esquemático com todos os circuitos, passou-se para a fase de roteamento e criação da placa de circuito impresso. Primeiramente, definiram-se as limitações dimensionais da placa com base no invólucro escolhido para operação do sistema em campo. Na Figura 29 pode-se apresenta-se o invólucro plástico de baixo custo definido para a implementação do projeto, com as dimensões de 85 x 60 x 20 mm. Este invólucro apresenta dois botões para operação e suporte para encaixe de fivela que pode ser utilizado para fixação no animal. O invólucro tem massa de aproximadamente 29 g, suficiente para reduzir impacto na fixação ao animal e encontra-se disponível comercialmente.

Baseado nas dimensões do invólucro, posicionamento dos botões e suportes para fixação com o parafuso, foram definidos os limites para o roteamento, conforme Figura 31. Como boas práticas, o próximo passo antes de iniciar o

Figura 29: Invólucro plástico fechado com régua ao lado para comparação.



Fonte: O autor

Figura 30: Invólucro plástico aberto com bateria do sistema encaixada



Fonte: O autor.

roteamento e posicionamento de componentes está na definição de peças chave que interagem com o usuário, como LEDs, adaptador de cartão micro SD, *jumper* para entrada de bateria e entrada USB para carregamento do sistema. Esses itens estão definidos na Figura 31.

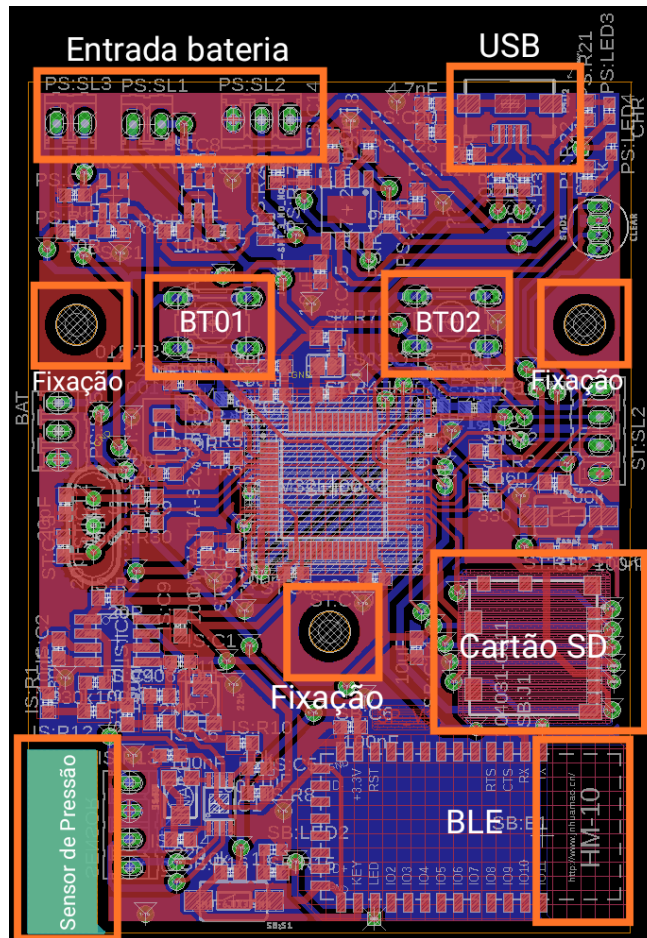
Outra premissa importante seguida para o desenvolvimento da placa foi que esta versão seria fabricada na prototipadora então disponível na UTFPR Pato Branco, com placa de fibra de vidro revestida a cobre. Desta forma, o sistema foi limitado a ter duas camadas (frente e verso) e não ter a camada *silk* informativa e isolante. Além disso, devido às limitações de broca da prototipadora, foi definido espessura mínima de trilha de 0,6 mm.

Com as premissas definidas, o resultado do projeto de placa pode ser observado na Figura 32 com a indicação de cada setor do circuito.

Na lista abaixo estão apresentados os pontos chave utilizados para aumentar as chances de sucesso no funcionamento da placa:

- Aproximar o máximo possível os capacitores de desacoplamento das portas de seus respectivos componentes;
- Evitar passar trilhas de alimentação (Vcc) embaixo do microcontrolador;
- Aproximar o máximo possível o cristal de *clock* das portas de entrada do microcontrolador;
- Evitar angulação reta nas trilhas;

Figura 31: Visão do projeto de PCB com indicativo de posicionamento de principais componentes



Fonte: O autor

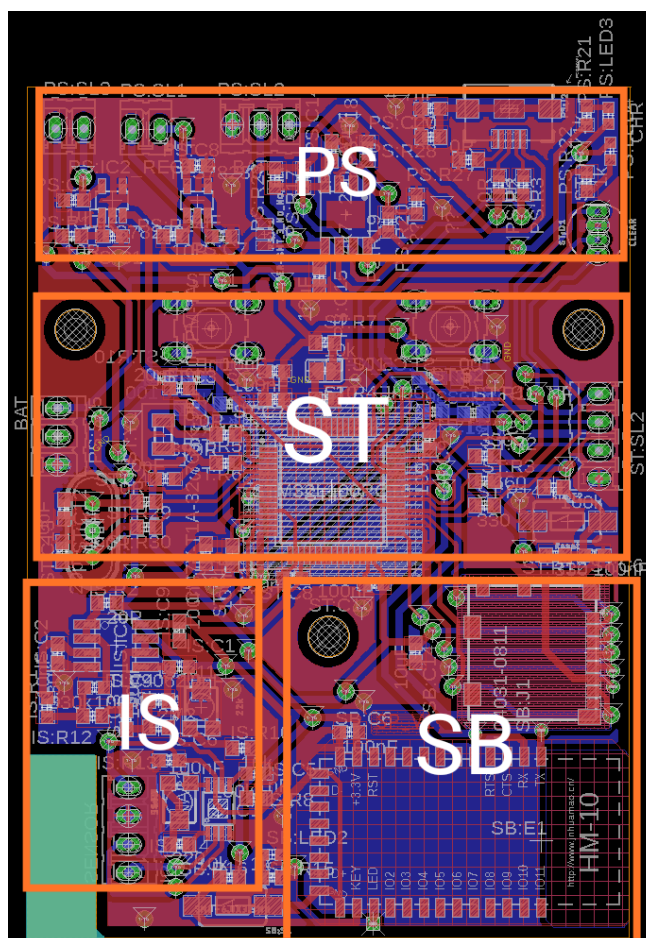
- Maximizar a malha de terra ao longo do circuito mas garantir uma distância segura de isolamento para evitar curto-circuito na soldagem de componentes;

4.1.3 MONTAGEM DA PLACA

A placa não populada pode ser observada na Figura 33. Desta forma, com a placa em mãos, foi exportada a lista de componentes no *software* Eagle para a soldagem manual. Nessa etapa, a fim de minimizar o possíveis erros e retrabalho, foi feita a soldagem dos componentes por setores com testes separados de cada setor, conforme a seguinte ordem: primeiramente o sistema de alimentação, seguido do circuito de instrumentação, circuito do microcontrolador e adaptador para cartão micro SD e por fim o circuito do módulo *bluetooth*.

Na Figura 34 é possível observar a placa em sua versão final.

Figura 32: Visão do projeto de PCB com indicativo de cada setor do circuito: PS como o sistema de alimentação, ST par ao microcontrolador, IS para o sistema de instrumentação e SB como o sistema de armazenamento e transmissão de dados



Fonte: O autor

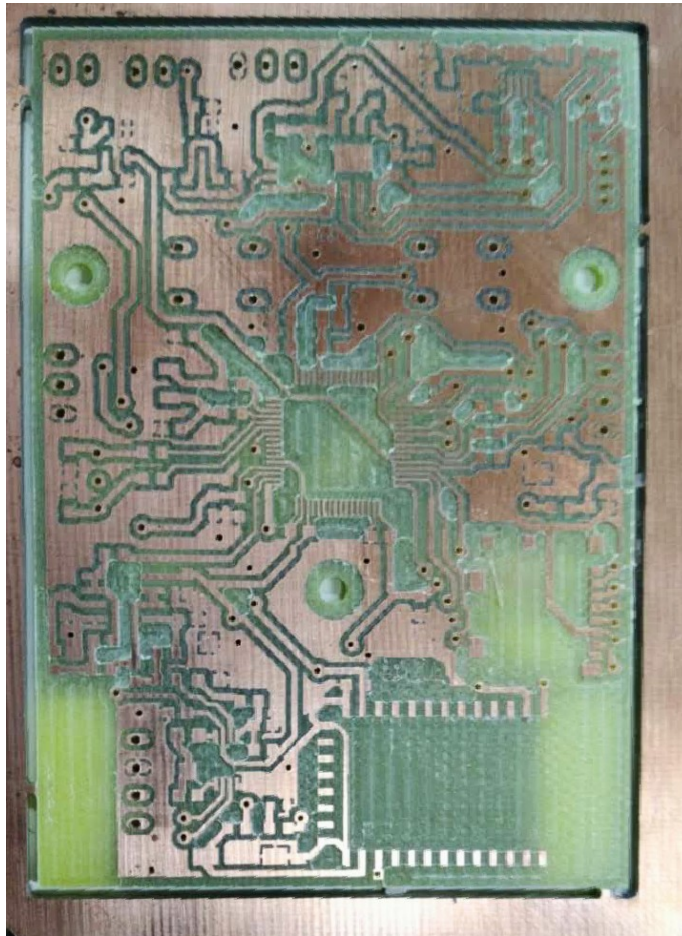
4.2 OTIMIZAÇÃO DO SOFTWARE

Levando em conta a melhor autonomia do sistema, algumas otimizações foram implementadas na rotina do sistema para diminuir o consumo de energia do microcontrolador.

A primeira mudança vem na seleção do *clock*, que teve que ser diminuído ao máximo para uma redução no consumo. Para maior segurança e otimização da gravação no cartão SD, tendo a possibilidade de reduzir o tempo de duração da gravação, o canal de comunicação SPI pode ser configurado para gravação no cartão a uma taxa de 8 Mbits/s, mantendo o *clock* dos periféricos em 16 MHz. Nos testes de medição de corrente a gravação de dados acabou ocorrendo na taxa de 4 Mbits/s.

Para a segunda otimização foi feita uma avaliação do consumo de memória de cada tarefa com a função `osThreadGetStackSize()` que verifica o consumo de memória atual da tarefa, foi feita essa verificação pontos críticos do sistema

Figura 33: PCB recém prototipada não populada



Fonte: O autor

diagnosticando o consumo máximo de cada tarefa, assim, diminuiu-se a *stack* disponível para cada tarefa para este número mínimo, sobrando assim mais memória para um *buffer* de armazenamento de dados maior.

Um *buffer* maior é uma estratégia para minimizar a frequência de gravações no cartão SD, que é uma atividade de alto consumo de energia no sistema.

Outra otimização foi feita com a implementação do modo “sleep” na “idle task”. Um tema muito discutido em sistemas embarcados é a efetividade da implementação de um modo de economia de energia, pois em alguns casos, quando o sistema faz a entrada e saída desses modos com muita frequência, isso acaba exigindo mais energia do que se o sistema simplesmente não entrasse nesse modo. Neste caso, a primeira hipótese, posteriormente confirmada com medições de consumo, foi que a implementação deste modo teria um impacto positivo, pois a frequência de amostragem é relativamente baixa se comparado à sistemas típicos e, conseqüentemente, também é baixa a frequência de interrupções no modo de economia de energia.

Figura 34: PCB no estado final com componentes montados



Fonte: O autor

4.3 AVALIAÇÃO DA AUTONOMIA DO SISTEMA

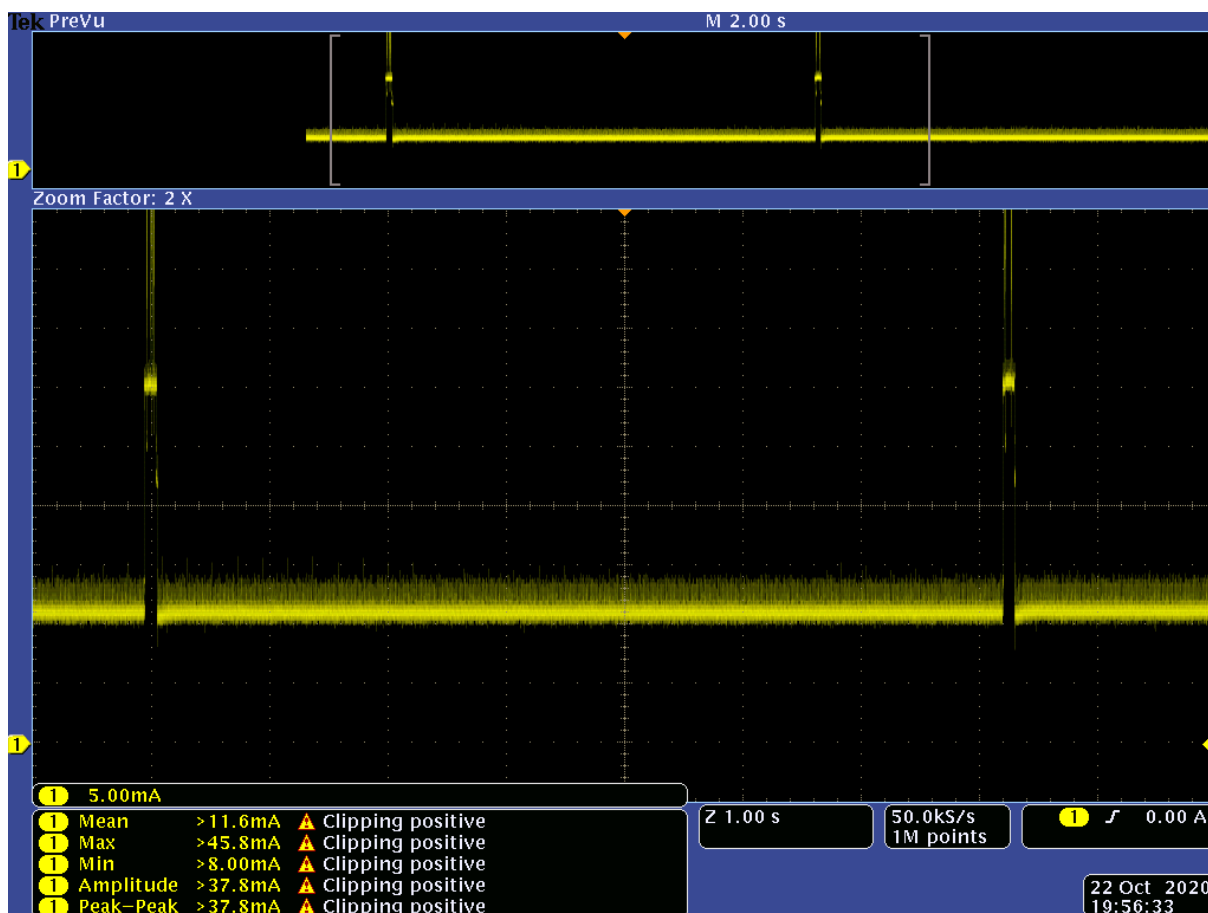
Para a avaliação de autonomia do sistema, foram feitas medições do perfil de consumo total do sistema com a utilização de ponteiras de corrente. Foi realizado o teste com o código em fase final, ou seja, com o LED tricolor desligado.

Para a realização da medição foi utilizada a ponteira de corrente Tektronix TCP0030, com sensibilidade de até 1 mA. A ponteira foi configurada para o modo de 5 A máximo e foi feita a calibração com a ponteira conectada no osciloscópio digital Tektronix DPO4034.

O procedimento de testes foi feito com diferentes fases de operação, conforme etapas da Figura 24.

Na Figura 35, pode-se observar o padrão de consumo no estado AQ_ON e BL_OFF. Nesta figura é possível observar um padrão de consumo médio de 11.6 mA com picos de 30 a 45 mA que ocorrem a cada gravação.

Figura 35: Padrão de consumo do sistema em estado AQ_ON e BL_OFF

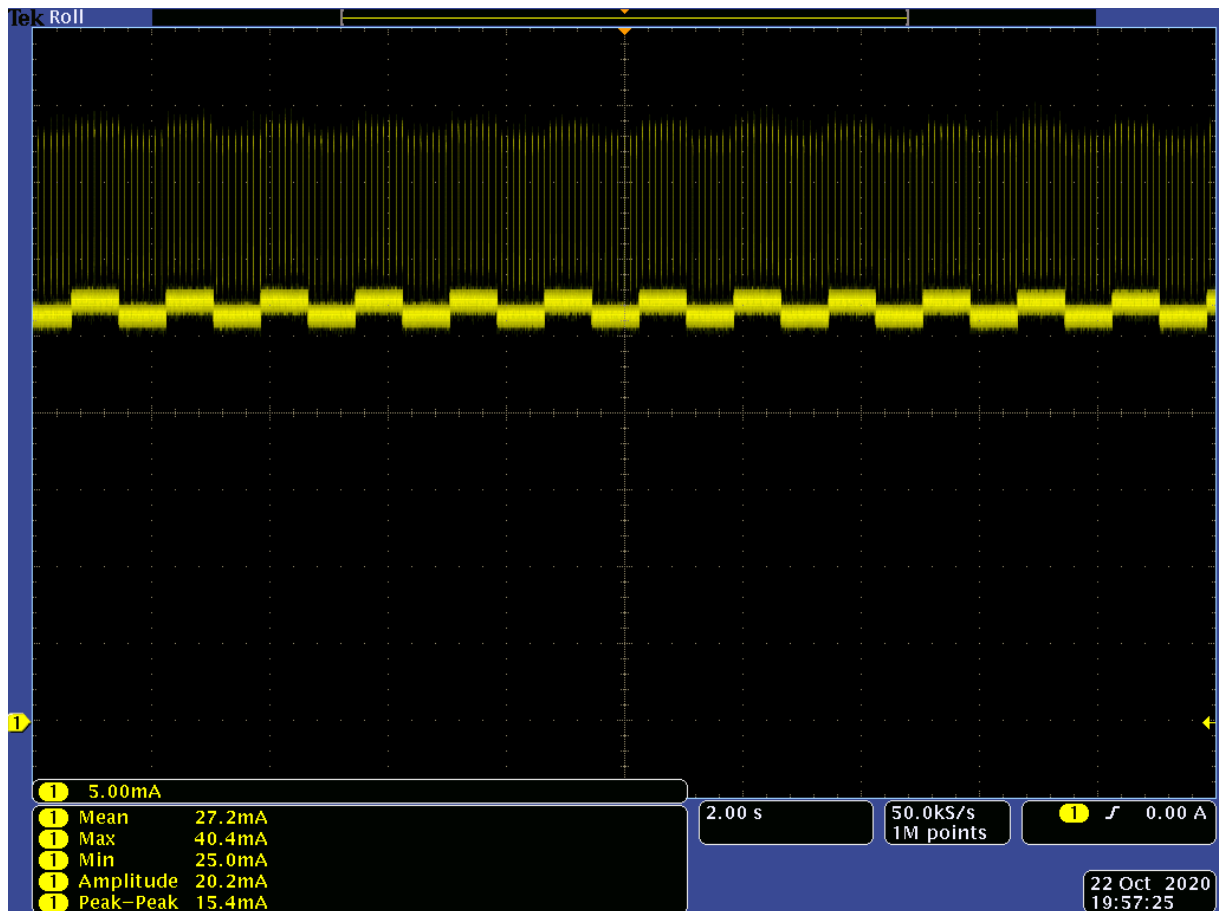


Fonte: O autor

Percebe-se que com esse alto consumo do cartão SD, mostra a importância do aumento no *buffer* de armazenamento, para que a frequência de gravações seja reduzida. Na Figura 35 é possível observar um intervalo de aproximadamente 7.05 s entre o fim de uma gravação e o início de outra.

Na Figura 36 é possível observar o padrão de consumo com o *bluetooth* ligado (AQ_ON e BL_ON). Nesta tela é possível observar um consumo médio de 27.2 mA com picos de quase 40 mA referentes a transmissão dos dados a cada aquisição. Esse aumento de 134% no consumo médio justifica a necessidade do sistema ter a disponibilidade de um modo de operação com o módulo *bluetooth* desligado.

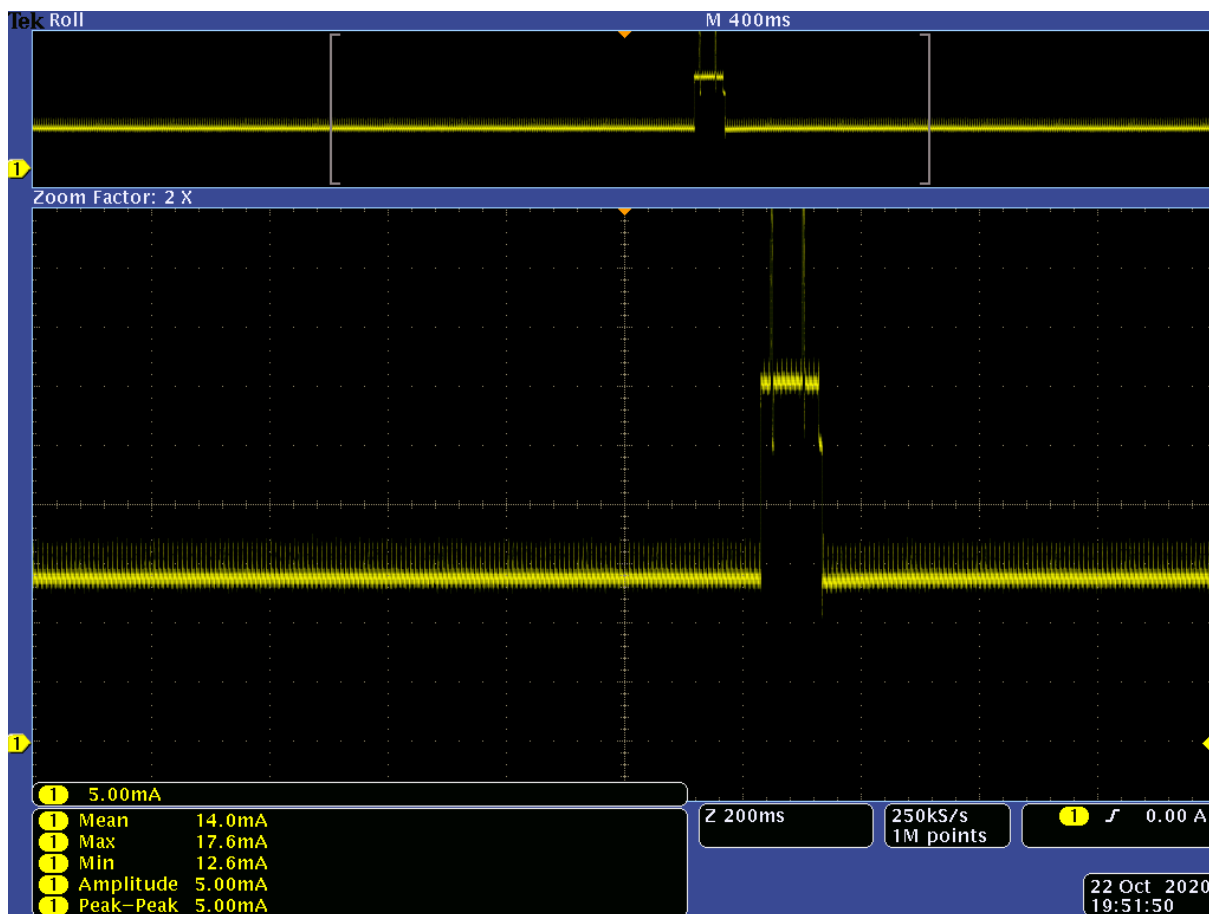
Figura 36: Padrão de consumo do sistema em estado AQ_ON e BL_ON



Fonte: O autor

Conforme levantado na seção 4.2, é necessário verificar se a implementação do modo de economia de energia no microcontrolador causaria o efeito positivo no consumo do sistema. Na Figura 37 é possível observar o padrão de consumo com o modo de economia de energia desativado no estado AQ_ON e BL_OFF.

Figura 37: Padrão de consumo do sistema em estado AQ_ON e BL_OFF com modo de economia de energia desativado

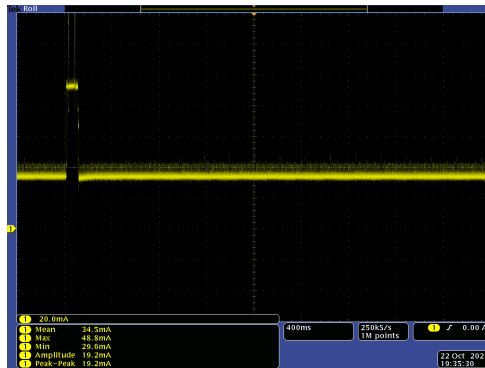


Fonte: O autor

É possível observar que sem o modo de economia de energia há um padrão de consumo de 14 mA na Figura 37, o que significa que o modo de economia proveu uma redução de consumo de pelo menos 17%.

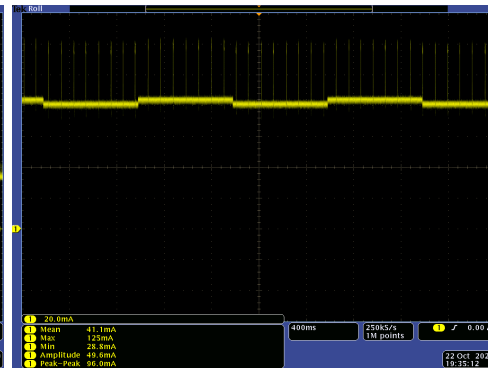
Para validação das medidas foi realizado um segundo teste com o condutor enrolado com três voltas na ponteira de corrente, aumentando a precisão da medida. Nas Figuras 38 e 39 é possível observar telas nos estados AQ_ON e BL_OFF e AQ_ON e BL_ON.

Figura 38: Padrão de consumo do sistema em estado AQ_ON e BL_OFF - 3 voltas do condutor



Fonte: O autor

Figura 39: Padrão de consumo do sistema em estado AQ_ON e BL_ON - 3 voltas do condutor



Fonte: O autor.

Com essa configuração os dados da tela representam as grandezas reais triplicadas. Em ambos os estados percebe-se alta equivalência se comparado com as Figuras 35 e 36.

Para uma estimativa mais apurada da autonomia do sistema na fase de operação principal (AQ_ON e BL_OFF), foi estimado o tempo de gravação do cartão onde ocorre o pico de consumo, que é de aproximadamente 100 ms conforme pode ser observado na Figura 37.

Dessa forma pode ser feito o seguinte cálculo para uma média mais precisa, conforme:

$$\begin{aligned}
 I_{med} &= \frac{I_{padrao} * T_{padrao} + I_{pico} * T_{pico}}{T_{padrao} + T_{pico}} \\
 &= \frac{11,6 \text{ mA} * 7,05 \text{ s} + 45 \text{ mA} * 0,1 \text{ s}}{7,05 \text{ s} + 0,1 \text{ s}} \\
 &= 12,24 \text{ mA},
 \end{aligned} \tag{4}$$

na qual: I_{padrao} : Corrente de consumo fora da gravação de dados; I_{pico} : Corrente de consumo durante a gravação de dados; T_{padrao} : duração em segundos da I_{padrao} ; T_{pico} : duração em segundos da I_{pico} .

Portanto, na bateria do sistema de 680 mAh é possível obter uma autonomia de 55 horas de gravação contínua, uma autonomia superior aos sistemas IGER e ART, mas inferior aos 100 dias de duração do Rumiwatch (duração de bateria com taxa de amostragem variável, carga de bateria desconhecida). Essa autonomia estimada de 55 horas é um número suficiente para testes e em uma possível operação com recolhimento de dados e carga de bateria a cada 48 horas. Lembrando que este

consumo médio ocorre com uma operação de gravação contínua a uma taxa de 100 Hz, 10 vezes maior que a taxa de amostragem do Rumiwatch. Outra possibilidade de aumento da taxa é com o aumento da carga da bateria, já que devido ao tamanho reduzido das baterias de Li-Po, esta carga pode ser facilmente dobrada sem impacto significativo no volume do sistema.

4.4 AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DO SINAL

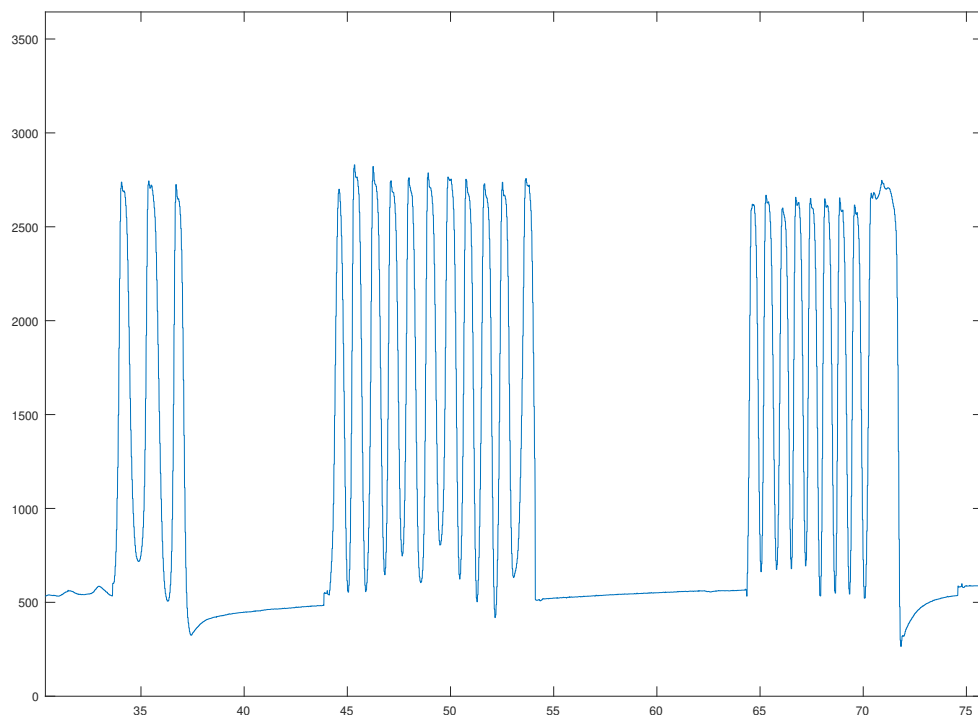
Esta seção tem o objetivo de demonstrar a funcionalidade do sistema e prover uma avaliação ainda que preliminar da qualidade do sinal.

Com o auxílio de um metrônomo digital foi possível simular compressões as frequência de 1 Hz a 3 Hz que está dentro da banda passante do circuito e ainda acima da frequência esperada de movimentos mandibulares em bovinos de acordo com análises em Penning (1983) e Delagarde *et al.* (1999), que mostra uma taxa de máxima instantânea de 150 movimentos mastigatórios por minuto (2,5 Hz).

A precisão na frequência das movimentações, neste momento não é relevante para a análise, pois não foi feita uma comparação com algum outro método para avaliar a fidelidade do sinal ao movimento real. Neste momento a avaliação está focada parâmetros de alcance de operação do conversor AD, qualidade da instrumentação e confiabilidade no armazenamento de sinais.

Os dados foram gravados no cartão, passados para o Matlab para decodificação e plotagem. Na Figura 40 é possível observar o sinal a uma frequência definida de 1 a 2 Hz em uma visão ampla. O eixo horizontal representa o tempo de gravação em segundos e o eixo vertical o valor representativo convertido pelo ADC, que pode variar de 0 a 4095.

Figura 40: Gráfico do perfil de sinal de testes com compressões manuais.



Fonte: O autor

Este teste preliminar foi importante para definir a importância da correta vedação dos tubos, pois foi percebido que com o tubo sem vedação firme, com o passar do tempo e aumento na intensidade e frequência de compressões, ocorrem vazamentos de ar, o que provoca a diminuição da amplitude e deslocamento do nível base do sinal, devido ao surgimento de pressão negativa no tubo.

Percebe-se também que mesmo em transições mais abruptas a frequência de amostragem de 100 Hz é suficiente para amostrar os principais picos que poderiam corresponder a um movimento real de mastigação. Com a realização dos testes em animais em trabalhos futuros, espera-se fazer uma análise da possibilidade de redução da frequência de amostragem para ganho de autonomia do sistema.

Ao longo dos testes foi percebido que a programação que somente grava os dados quando o *buffer* está preenchido, pode causar perda de dados quando desejar-se encerrar a gravação. Portanto foi adicionada uma rotina de descarregamento do *buffer* independente da quantidade de dados na rotina de AQ_STOP. Ainda, para aumentar a confiabilidade do sistema, propôs-se realizar um fechamento do arquivo periodicamente, para salvar os dados, com o sistema ainda em estado de

AQ_ON, evitando uma perda completa dos dados caso ocorra algum problema com a alimentação do sistema antes do fechamento do arquivo no cartão SD.

Também testou-se a operação do módulo *bluetooth* que foi conectado a um celular com sistema operacional Android, pelo aplicativo "*Serial Bluetooth Terminal*". Neste aplicativo foi possível observar os dados em tempo real em formato de texto com uma conexão simples, possibilitando uma rápida conferência do funcionamento do sistema e ajuste de ganho do circuito de instrumentação.

Por fim, esta análise mostrou que a confiabilidade no armazenamento de dados do sistema depende de uma rotina de programação e tratamento de dados bem definida com redundâncias considerando possíveis riscos. Além disso, a vedação correta do tubo de silicone, aliado ao ajuste correto do tubo no buçal, são pontos chave para se ter confiabilidade e precisão no sinal adquirido pelo sistema. Neste ponto, a possibilidade de visualização de dados via *bluetooth* é essencial para a realização do ajuste correto. Esta fase preliminar de testes se mostrou de extrema importância, pois revelou esses pontos de atenção para de melhoria do desempenho do sistema e com o avanço para testes em animais, espera-se uma evolução ainda maior.

5 CONCLUSÃO E CONSIDERAÇÕES FINAIS

A partir das análises feitas em cada uma das etapas de projeto e implementação do sistema, pode-se concluir que o sensoriamento de pressão é um método automático com grande potencial para a avaliação de movimentos mandibulares de ruminantes. A simplicidade do desenvolvimento do sistema, permite uma replicação em larga escala com potencial para difundir a pesquisa local na área de comportamento animal. O sistema, ao demonstrar confiabilidade na aquisição de dados, pode servir como método de referência para avaliação de outras metodologias como eletromiografia de superfície ou captação de áudio, podendo substituir o atual principal método de referência que é a inspeção visual.

A característica do sensor de pressão de estar diretamente ligado ao movimento mandibular, faz com que essa metodologia seja de análise intuitiva, podendo captar uma alta variedade de movimentos mandibulares do animal, ligados a ingestão ou não. Portanto, superada a característica de ajuste com a visualização de dados em tempo real via *bluetooth*, o sinal armazenado pelo sensor em larga escala tem alto potencial de extração de atributos de forma autônoma ou em operação conjunta com outros sensores.

O sistema apresenta um consumo médio de 12,2 mA, com autonomia de 55 horas de gravação de dados a uma taxa de amostragem de 100 Hz no modo de operação sem transmissão *bluetooth*. Essa autonomia se mostra suficiente para realização de testes com grande quantidade de dados, podendo ser prolongado com a troca de baterias a uma frequência compatível com a frequência de manejo de bovinos de leite.

Para projetos futuros, percebe-se que o sistema ainda tem pontos de melhoria evidentes. Há potencial de melhoria na autonomia, utilizando-se conversor *buck* de alta eficiência em vez de regulador linear. É possível explorar a redução da taxa de amostragem com a realização de testes e utilizando uma bateria de maior capacidade energética. Foi percebido que a diminuição com o modo de economia de energia não foi tão expressivo, o que mostra que há potencial de investigação da implementação do modo de economia de energia, com reduções na interrupção deste modo. Essa baixa diminuição mostra também a necessidade de análise mais precisa

sobre qual porção do consumo é referente ao microcontrolador e qual é referente ao sistema de instrumentação e sensoriamento.

Há possibilidade de melhoria na rotina do sistema, além da exploração de métodos de economia de energia, essa otimização pode ser feita, evitando a reentrada na tarefa de verificação de estados ao finalizar uma aquisição e ao evitar qualquer processamento e envio de dados via *bluetooth* dentro de um interrupção, passando essas atividades para uma tarefa dedicada. Além disso, a utilização de uma marcação temporal em vez do texto “New Record” pode agregar uma informação mais útil à gravação.

O microcontrolador utilizado tem alta capacidade de processamento que ainda não é completamente utilizada, por isso, há possibilidade de implementação de um processamento de dados em tempo real no sistema embarcado, com uma extração de atributos como frequência mastigatória e tempo de ruminação, podendo disponibilizar via *bluetooth* esses atributos diretamente em vez dos dados brutos. Essa implementação de processamento *online* aumentaria o consumo do microcontrolador, portanto, deve ser feita com a análise dessa relação perde-e-ganha entre a disponibilidade de dados online e autonomia. Percebe-se também que uma fabricação personalizada do tubo de silicone em um filamento único é um avanço essencial para evitar vazamentos e, conseqüentemente, erros na aquisição de dados.

Espera-se que este trabalho possa contribuir para a evolução da pecuária de precisão no Brasil com biossensores, mostrando um desenvolvimento de um sistema de aquisição de dados por meio de um sensor mecânico de monitoramento de movimentos mandibulares e abrindo possibilidades para estudo dos sinais desse tipo de sensor, provendo o equipamento capaz de extrair uma grande quantidade de dados para alimentar estudos de processamento e análise de dados.

REFERÊNCIAS

ABIEC, Associação Brasileira; CARNE, das Indústrias Exportadoras de. **Perfil da Pecuária no Brasil**. [S.l.], 2018. 48 p. Disponível em: <<http://abiec.siteoficial.ws/images/upload/sumario-pt-010217.pdf>>.

ANDRIAMASINORO, A. L. A.; BINDELLE, J.; MERCATORIS, B.; LEBEAU, F. A review on the use of sensors to monitor cattle jaw movements and behavior when grazing. **Biotechnol. Agron. Soc. Environ.**, v. 20, n. 1, p. 273–286, 2016. ISSN 1370-6233, 1780-4507. Disponível em: <<http://hdl.handle.net/2268/197763>>.

BEAUCHEMIN, K.A.; ZELIN, S.; GENNER, D.; BUCHANAN-SMITH, J.G. An Automatic System for Quantification of Eating and Ruminating Activities of Dairy Cattle Housed in Stalls. **Journal of Dairy Science**, v. 72, n. 10, p. 2746–2759, 1989. ISSN 00220302. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022030289794182>>.

BERCKMANS, Daniel. Precision livestock farming (PLF). **Computers and Electronics in Agriculture**, v. 62, n. 1, p. 1, 2008. ISSN 01681699.

BERCKMANS, D. General introduction to precision livestock farming. **Animal Frontiers**, v. 7, n. 1, p. 6–11, 2017. ISSN 2160-6056.

BONNET, Olivier J. F.; MEURET, Michel; TISCHLER, Marcelo R; CEZIMBRA, Ian M; AZAMBUJA, Julio C. R.; CARVALHO, Paulo C. F. Continuous bite monitoring: a method to assess the foraging dynamics of herbivores in natural grazing conditions. **Animal Production Science**, v. 55, p. 339–349, 2015. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1071/AN14540>>.

CAMPOS, Daniel Prado; ABATTI, Paulo José; BERTOTTI, Fábio Luiz; HILL, João Ari Gualberto; SILVEIRA, André Luís Finkler da. Surface electromyography segmentation and feature extraction for ingestive behavior recognition in ruminants. **Computers and Electronics in Agriculture**, Elsevier, v. 153, p. 325–333, 10 2018. ISSN 0168-1699. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0168169918302321>>.

CARRASCO, Josep L.; JOVER, Lluís; KING, Tonya S.; CHINCHILLI, Vernon M. Comparison of concordance correlation coefficient estimating approaches with skewed data. **Journal of Biopharmaceutical Statistics**, v. 17, n. 4, p. 673–684, 2007. ISSN 10543406.

CHEN, Yi; ARSENAULT, Ryan; NAPPER, Scott; GRIEBEL, Philip. Models and methods to investigate acute stress responses in cattle. **Animals**, v. 5, n. 4, p. 1268–1295, 2015. ISSN 20762615.

DELAGARDE, Rémy; CAUDAL, Jean-Pierre; PEYRAUD, Jean-Louis. Development of an automatic bitemeter for grazing cattle. **Annales de Zootechnie**, v. 48, n. 5, p. 329–339, 1999. ISSN 0003-424X.

DUCKWORTH, J. E.; SHIRLAW, D. W. The Development of an apparatus to record the jaw movements of cattle. **The british journal of animal behaviour**, p. 7, 1955.

E-RADIONICA. **Pressure Sensor MPS20N0040D-S**. 3–5 p. Disponível em: <<https://e-radionica.com/en/air-pressure-sensor-mps20n0040d-d.html>>.

FAO. **World Livestock 2011 - Livestock in food security**. Rome: [s.n.], 2011. 1–130 p. ISBN 9789251070130. Disponível em: <<http://www.fao.org/docrep/014/i2373e/i2373e.pdf>>.

GONÇALVES, Edna N.; CARVALHO, Paulo C. F.; KUNRATH, Taise Robinson; CARASSAI, Igor Justin; BREMM, Carolina; FISCHER, Vivian. Relações planta-animal em ambiente pastoril heterogêneo: processo de ingestão de forragem 1. **Bras. Zootec**, v. 81138, n. 39, p. 1655–1662, 2008. ISSN 1806-9290. Disponível em: <www.sbz.org.br>.

HERSKIN, Mette S.; MUNKSGAARD, Lene; LADEWIG, Jan. Effects of acute stressors on nociception, adrenocortical responses and behavior of dairy cows. **Physiology and Behavior**, v. 83, n. 3, p. 411–420, 2004. ISSN 00319384.

KONONOFF, P. J.; LEHMAN, H. A.; HEINRICH, A. J. Technical note - A comparison of methods used to measure eating and ruminating activity in confined dairy cattle. **Journal of Dairy Science**, Elsevier, v. 85, n. 7, p. 1801–1803, 2002. ISSN 00220302. Disponível em: <[http://dx.doi.org/10.3168/jds.S0022-0302\(02\)74254-9](http://dx.doi.org/10.3168/jds.S0022-0302(02)74254-9)>.

LAW, S. E.; SUDWEEKS, E. M. Electronic Transducer for Rumination Research. **Journal of Animal Science**, v. 41, p. 213–218, 1975.

LEIBER, Florian; HOLINGER, Mirjam; ZEHNER, Nils; DORN, Katharina; PROBST, Johanna K.; NEFF, Anet Spengler. Intake estimation in dairy cows fed roughage-based diets: An approach based on chewing behaviour measurements. **Applied Animal Behaviour Science**, Elsevier B.V., v. 185, p. 9–14, 12 2016. ISSN 01681591. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.applanim.2016.10.010> <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0168159116302908>>.

LUGINBUHL, J M; POND, K R; RUSS, J C; BURNS, J C. A Simple Electronic Device and Computer Interface System for Monitoring Chewing Behavior of Stall-Fed Ruminant Animals. **Journal of Dairy Science**, Elsevier, v. 70, n. 6, p. 1307–1312, 1987. ISSN 0022-0302. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3611487> <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022030287801467>>.

MANCINI, Ron. **Op Amps For Everyone**. [S.l.]: Texas Instruments, 2002. 464 p. ISBN 9780750677011.

MATSUI, Kanji. A new ambulatory data logger for a long-term determination of grazing and rumination behaviour on free-ranging cattle, sheep and goats. **Applied Animal Behaviour Science**, v. 39, n. 2, p. 123–130, 1994. ISSN 01681591.

MATSUI, Kanji; OKUBO, Tadakatu. A method for quantification of jaw movements suitable for use on free-ranging cattle. **Applied Animal Behaviour Science**, v. 32, n. 2-3, p. 107–116, 1991. ISSN 01681591.

MEZZALIRA, Jean Carlos; CARVALHO, Paulo C. F.; FONSECA, Lidiane; BREMM, Carolina; CANGIANO, Carlos; GONDA, Horacio Leandro; LACA, Emilio Andrés. Behavioural mechanisms of intake rate by heifers grazing swards of contrasting structures. **Applied Animal Behaviour Science**, Elsevier B.V., v. 153, p. 1–9, 2014. ISSN 01681591. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.applanim.2013.12.014>>.

NanJing Top Power ASIC Corp. **TP4056 1A Standalone Linear Li-Ion Battery Charger with Thermal Regulation in SOP-8**. 2019. 3 p.

NEETHIRAJAN, Suresh; TUTEJA, Satish K.; HUANG, Sheng-Tung; KELTON, David. Recent advancement in biosensors technology for animal and livestock health management. **Biosensors and Bioelectronics**, v. 98, p. 398–407, 2017. ISSN 09565663.

NORTON, Tomas; BERCKMANS, Daniel. Engineering advances in Precision Livestock Farming. **Biosystems Engineering**, v. 173, p. 1–3, 2018. ISSN 15375110.

NYDEGGER, Franz; GYGAX, Lorenz. Mesure automatique des mouvements de rumination par capteur de pression. **Recherche Agronomique Suisse**, v. 2, n. 2, p. 60–65, 2011.

NYDEGGER, Franz; GYGAX, L.; ON, W Egli. Automatic measurement of rumination and feeding activity using a pressure sensor. **agroscope.admin.ch**, 2010. Disponível em: <https://www.agroscope.admin.ch/agroscope/de/home/ueber-uns/mitarbeitende/jcr_content/par/externalcontent.external.ex-turl.pdf/aHR0cHM6Ly9pcmEuYWdyb3Njb3BILmNoL2l0LUNIL0VpbnplbH-/B1YmXpa2F0aW9uL0Rvd25sb2FkP2VpbnplbHB1YmXpa2F0aW9u-/SWQ9MjMwODE=.pdf>.

PAUDYAL, S.; MAUNSELL, F. P.; RICHESON, J. T.; RISCO, C. A.; DONOVAN, D. A.; PINEDO, P. J. Rumination time and monitoring of health disorders during early lactation. **Animal**, v. 12, n. 7, p. 1484–1492, 2018. ISSN 1751732X.

PENNING, P. D. A technique to record automatically some aspects of grazing and ruminating behaviour in sheep. **Grass and Forage Science**, v. 38, n. 2, p. 89–96, 1983. ISSN 13652494.

PENNING, P. D.; STEEL, G. L.; JOHNSON, R. H. Further development and use of an automatic recording system in sheep grazing studies. **Grass and Forage Science**, v. 39, n. 4, p. 345–351, 1984. ISSN 13652494.

PIMENTEL, D.; BURGESS, M. World Human Population Problems. In: **Encyclopedia of the Anthropocene**. Elsevier, 2017. p. 313–317. ISBN 9780128135761. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780128096659093034>>.

QUANTEN, Stijn; VALCK, Elke De; CLUYDTS, Raymond; AERTS, Jean Marie; BERCKMANS, Daniel. Individualized and time-variant model for the functional link between thermoregulation and sleep onset. **Journal of Sleep Research**, v. 15, n. 2, p. 183–198, 2006. ISSN 09621105.

RIBAS, Marcelo Neves; FRANCIS, Luigi; CAVALCANTI, Lima; MACHADO, Fernanda Samarini; ANTÔNIO, Claudio; PAIVA, Versiani; GUSTAVO, Luiz; PEREIRA, Ribeiro. Pecuária de Precisão: Uso de tecnologias para apoio à tomada de decisão. In: **ZooTec**. Santos, SP: [s.n.], 2017.

RUTTER, S.M.; CHAMPION, R.A.; PENNING, P. D. An automatic system to record foraging behaviour in free-ranging ruminants. **Applied Animal Behaviour Science**, v. 54, n. 2, p. 185–195, 1997. ISSN 01681591.

RUTTER, S. Mark. Graze: A program to analyze recordings of the jaw movements of ruminants. **Behavior Research Methods, Instruments, and Computers**, v. 32, n. 1, p. 86–92, 2000. ISSN 07433808.

SCHOFIELD, C.P.; MOTTRAM, T.T.; BEAULAH, S.A.; WATHES, C.M.; LINES, J.A.; FROST, A.R. A review of livestock monitoring and the need for integrated systems. **Computers and Electronics in Agriculture**, v. 17, n. 2, p. 139–159, 2002. ISSN 01681699.

STMICROELECTRONICS. **User manual - 32L100CDISCOVERY discovery kit for STM32L100 Value Line microcontrollers**. 2012. 1–148 p.

_____. **Application Note - Getting started with STM32F0x1/x2/x8 hardware development**. 2014. 1–7 p. Disponível em: <https://www.st.com/resource/en/application_note/cd00273528-getting-started-with-stm32l1xxx-hardware-development-stmicroelectronics>.

_____. **Ultra-low-power 32b MCU ARM®-based Cortex®-M3, 256KB Flash, 16KB SRAM, 4KB EEPROM, LCD, USB, ADC, DAC, memory I/F**. 2017. Disponível em: <<https://www.st.com/resource/en/datasheet/stm32l100rc.pdf>>.

Texas Instruments. **150-mA , ULTRA-LOW QUIESCENT CURRENT , 1- μ A I Q LOW-DROPOUT LINEAR REGULATOR, TPS78225-Q1 , TPS78227-Q1**. 2009. Disponível em: <https://www.ti.com.cn/cn/lit/ds/symlink/tps782-q1.pdf?ts=1604968751959\ref_url=https\%253A\%252F\%252Fwww.>.

_____. **INA317 INA317 Micro-Power (50- μ A), Zero-Drift, Rail-to-Rail-Out Instrumentation Amplifier**. [S.l.], 2017. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina317.pdf>>.

_____. **TLV900x Low-Power , Rail-to-Rail In and Out , 1-MHz Operational Amplifier**. 2018. Disponível em: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/tlv9001.pdf?ts=1604895613814\ref_url=https\%253A\%252F\%252Fwww.snapeda.com\%252Fparts\%252FTLV9001IDCKR\%252FTexas\%252BInstruments\%252Fview>.

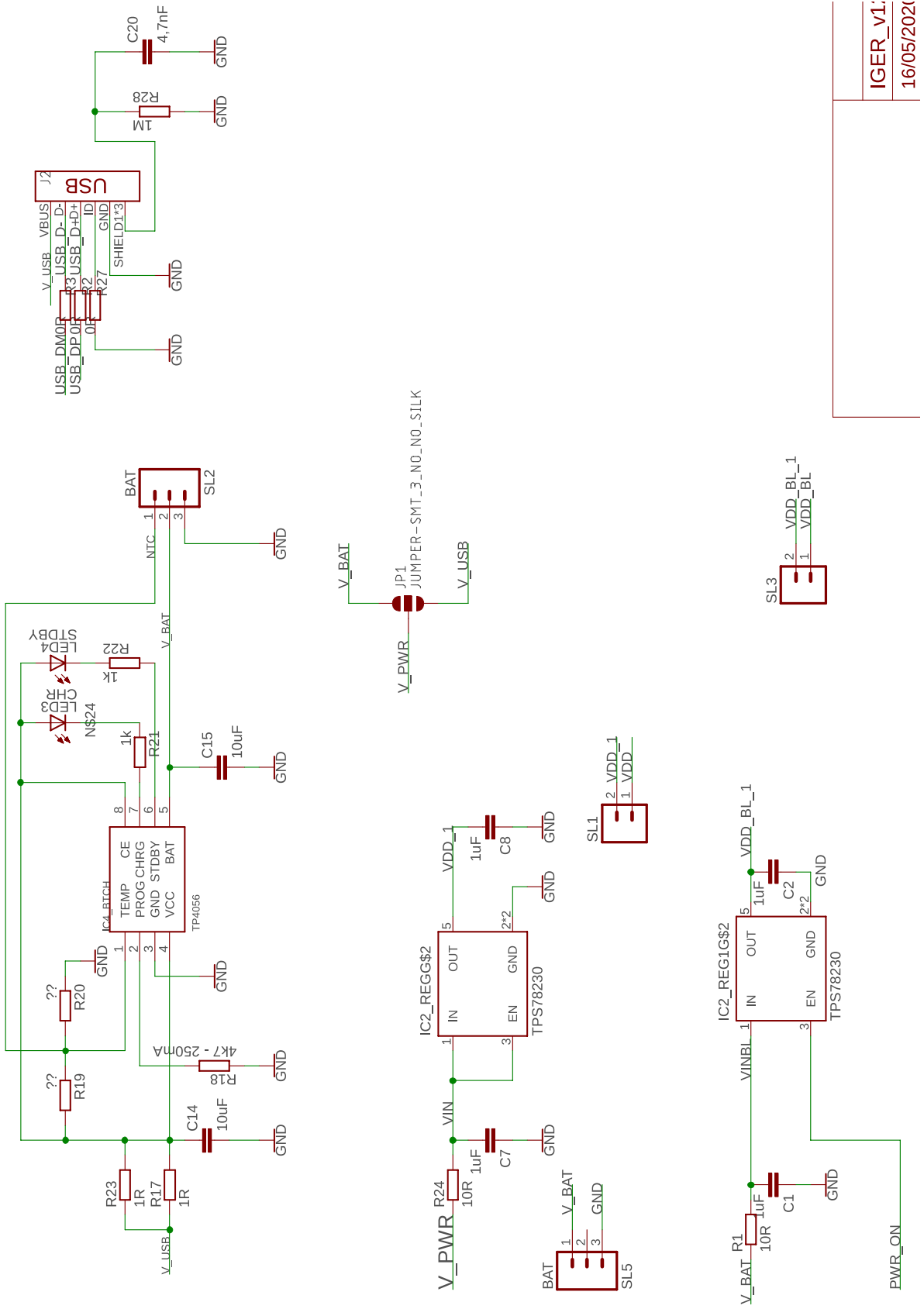
WATHES, C.M.; KRISTENSEN, H.H.; AERTS, J.-M.; BERCKMANS, D. Is precision livestock farming an engineer's daydream or nightmare, an animal's friend or foe, and a farmer's panacea or pitfall? **Computers and Electronics in Agriculture**, Elsevier, v. 64, n. 1, p. 2–10, 11 2008. ISSN 0168-1699. Disponível em: <<https://www.science-direct.com/science/article/pii/S0168169908001476>>.

WERNER, J.; LESO, L.; UMSTATTER, C.; NIEDERHAUSER, J.; KENNEDY, E.; GEOGHEGAN, A.; SHALLOO, L.; SCHICK, M.; O'BRIEN, B. Evaluation of the Ru-miWatchSystem for measuring grazing behaviour of cows. **Journal of Neuroscience Methods**, 2017. ISSN 01650270.

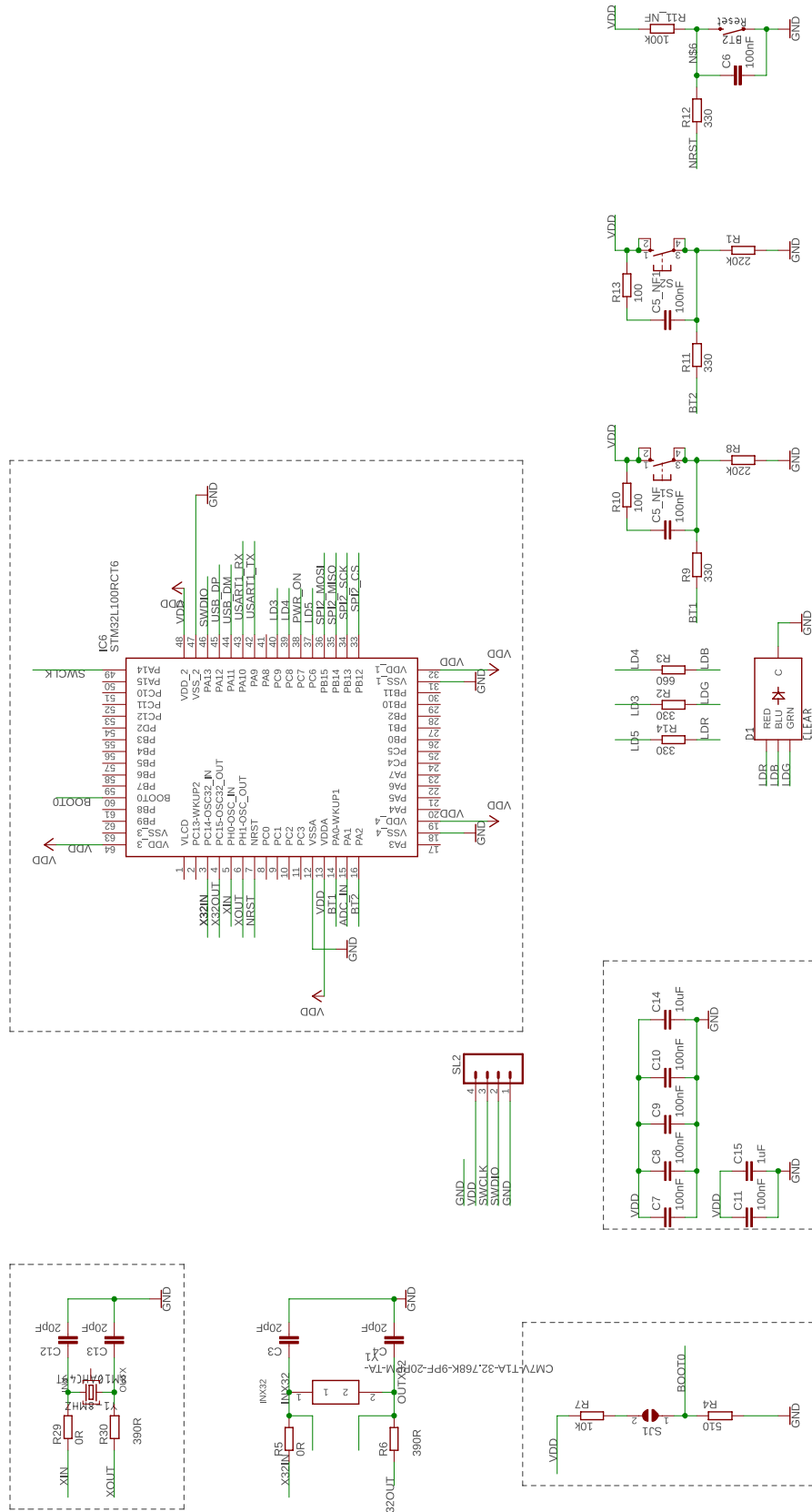
ZEHNER, Nils; NIEDERHAUSER, J J; NYDEGGER, Franz; GROTHMANN, A; KELLER, M; HOCH, M.; HAEUSSERMANN, A; SCHICK, M. Validation of a new health monitoring system (RumiWatch) for combined automatic measurement of rumination, feed intake, water intake and locomotion in dairy cows. In: **Proceedings of international conference of agricultural engineering CIGR-Ageng**. Valencia: [s.n.], 2012. Disponível em: <https://www.rumiwatch.ch/files/Zehner-et-al-2012_Validation-of-RumiWatch_CIGR-AGENG-2012.pdf>.

ZEHNER, Nils; UMSTÄTTER, Christina; NIEDERHAUSER, Joël J.; SCHICK, Matthias. System specification and validation of a noseband pressure sensor for measurement of ruminating and eating behavior in stable-fed cows. **Computers and Electronics in Agriculture**, v. 136, p. 31–41, 2017. ISSN 01681699.

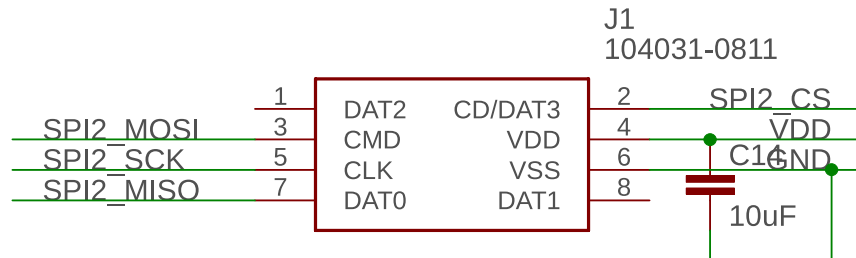
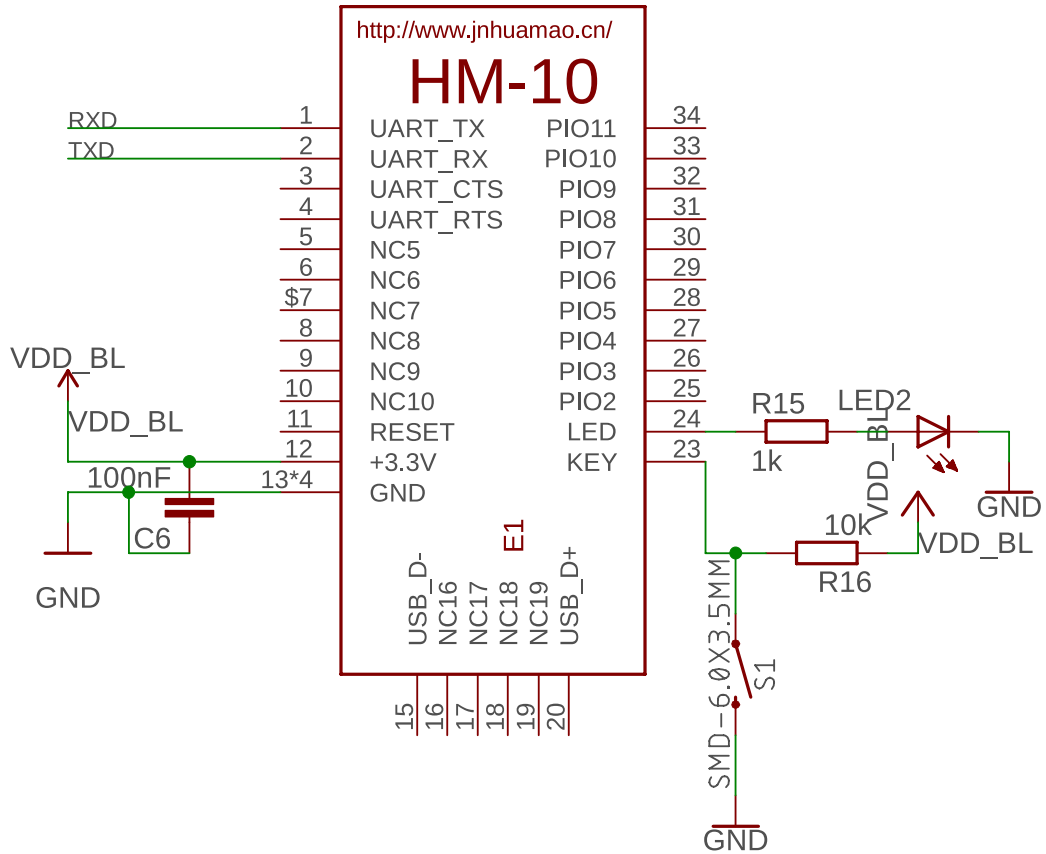
APÊNDICE A - ESQUEMÁTICO DO SISTEMA DE ALIMENTAÇÃO



APÊNDICE B - ESQUEMÁTICO DO CIRCUITO DO MICROCONTROLADOR



APÊNDICE C - ESQUEMÁTICO DO SISTEMA DE ARMAZENAMENTO E TRANSMISSÃO DE DADOS



APÊNDICE D - ESQUEMÁTICO DO CIRCUITO DE INSTRUMENTAÇÃO

