

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

OTAVIO AUGUSTO GOMES

**SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE SINAIS DE
ELETROMIOGRAFIA COM COMUNICAÇÃO SEM FIO**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

PATO BRANCO
2016

OTAVIO AUGUSTO GOMES

SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE SINAIS DE ELETROMIOGRAFIA COM COMUNICAÇÃO SEM FIO

Trabalho de Conclusão de Curso de graduação, apresentado à disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso 2, do Curso de Engenharia Elétrica da Coordenação de Engenharia Elétrica – COELT – da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR, Câmpus Pato Branco, como requisito parcial para obtenção do título de Engenheiro Eletricista.

Orientador: Prof. Dr. Fábio Luiz Bertotti
Coorientador: Prof. M.Sc. Daniel Prado de Campos

PATO BRANCO
2016

TERMO DE APROVAÇÃO

O Trabalho de Conclusão de Curso intitulado **SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE SINAIS DE ELETROMIOGRAFIA COM COMUNICAÇÃO SEM FIO** do acadêmico **Otávio Augusto Gomes** foi considerado **APROVADO** de acordo com a ata da banca examinadora **No. 116 de 2016**.

Fizeram parte da banca examinadora os professores:

Prof. Dr. Fábio Luiz Bertotti

Prof. M.Sc. Daniel Prado de Campos

Prof. Dr. Gustavo Weber Denardin

Prof. Dr. Giovanni Alfredo Guarneri

Prof. Dr. Rafael Cardoso

AGRADECIMENTOS

A Deus.

A minha mãe, Ivone Maria Peloso, por todo apoio e incentivo, e por me ensinar valores como honestidade, trabalho duro, ética, responsabilidade e seriedade, valores que busquei aplicar ao longo deste trabalho e durante a minha formação acadêmica. Agradeço também pelo suporte financeiro na compra dos materiais necessários.

A minha irmã, Izabela Gomes, pelos esclarecimento na área de zootecnia e por conseguir acesso a muitos dos artigos técnicos utilizados na fundamentação teórica desse trabalho.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Fábio Luiz Bertotti, pelo conhecimento transmitido por meio da disciplina de Sistema Microcontrolados, utilizado em todas as etapas desse trabalho. Por ter sido um orientador de excelência, de visão, sempre primando pelo bom andamento dos trabalhos, pelo apoio nos momentos de dificuldade e pelo encorajamento.

Ao meu coorientador, Prof. Daniel Prado de Campos, pelo apoio e pela disposição para esclarecer dúvidas na área de instrumentação e aquisição de sinais biomédicos e por ter me dado a oportunidade de acompanhá-lo durante as atividades experimentais de seu trabalho de mestrado que permitiram adquirir conhecimentos que foram aplicados nesse trabalho de conclusão de curso.

Ao professor Gustavo Weber Denardin, pelo valioso conhecimento transferido por meio da disciplina de sistemas embarcados e por ter se colocado a disposição para ajudar na resolução de problemas encontrados nesse trabalho no que compete a área de sistemas embarcados e sistemas operacionais de tempo real.

Ao meu amigo Pablo Henrique Seibert Jahno, pela parceria durante boa parte da graduação, pelo apoio e compartilhamento de experiências durante o desenvolvimento do seu TCC, feito em paralelo a este.

Enfim, a todos os meu amigos e colegas de graduação, que ao longo dessa jornada sempre buscaram dar apoio e incentivo.

RESUMO

GOMES, Otavio Augusto. *Sistema De Aquisição De Sinais De Eletromiografia com Comunicação Sem Fio*. 86 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Elétrica) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Pato Branco, 2016.

Compreender as bases que regulam o funcionamento do comportamento ingestivo de ruminantes em pastejo é uma tarefa complexa, devido principalmente a sua natureza multifatorial. Um conhecimento abrangente e consistente acerca desse assunto pode permitir a otimização das ações de manejo animal, de forma que elas possam gerar ganhos de produção, otimizar o uso de recursos, evitar desgastes como o sobre pastejo, além possibilitar a identificação de doenças e promover o bem estar animal. Muitos equipamentos eletrônicos de monitoramento individual foram desenvolvidos ao longo dos anos com o propósito de adquirir dados que pudessem auxiliar na tarefa de compreender melhor o comportamento ingestivo e os fatores envolvidos, entretanto, em alguns casos os métodos podem ser inviáveis, ou na maioria dos casos não permite o monitoramento remoto por meio de uma conexão sem fio. Quando a conexão sem fio existe, geralmente é de curto alcance. Diante dessa realidade, esse trabalho tem como objetivo o desenvolvimento de um sistema de aquisição de sinais biológicos utilizando a técnica de eletromiografia de superfície, provendo um sistema de comunicação sem fio para longa distância, permitindo obter uma ferramenta de pesquisa que atenda a realidade do sistema produtivo brasileiro, baseado essencialmente no uso de pastagens.

Palavras-chave: Eletromiografia; Comportamento Ingestivo; Comunicação Sem Fio.

ABSTRACT

GOMES, Otavio Augusto. *Acquisition System of Electromyography Signals with Wireless Communication*. 86 f. Undergraduate Thesis (Bachelor's degree in Electrical Engineering) – Federal University of Technology – Paraná. Pato Branco, 2016.

Understanding the bases that regulate the ingestive behavior in grazing ruminants is a complex task due to its multifactorial nature. A comprehensive and solid knowledge about this subject can allow the optimization of animal management actions, generate production gains, optimize the use of resources, avoid wasting such as overgrazing, enable the identification of diseases and promote animal welfare. Many individual monitoring electronic devices have been developed over the years with the purpose of acquiring data that could help in the task of better understanding the ingestive behavior and the factors involved, however, in some cases the methods may be impracticable, or in most cases it does not allow remote monitoring through a wireless connection. When the wireless connection is present, usually it is suitable just for short-range communications. Against this background, this work has the objective of developing a biological signal acquisition system using the surface electromyography technique, providing a long distance wireless communication system, allowing to obtain a research tool that meets the reality of the brazilian production system, based essentially on the use of pasture.

Keywords: Electromyography; Ingestive Behavior; Wireless Communication.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Incisão para a inserção da fistula esofágica.	20
Figura 2	Animal com fistula esofágica pós procedimento cirúrgico.	20
Figura 3	Sistema desenvolvido por Stobbs e Cowper em um animal. (A) micro-chave eletrônica mandibular; (B) Chave de mercúrio; (C) Gravador.	22
Figura 4	Novilha utilizando o IGER <i>Behavior Recorder</i>	23
Figura 5	(1) tubo com óleo vegetal e sensor de pressão (2) USB <i>datalogger</i> , (3a) cabresto com focinheira e (3b) bolsa protetora de couro para o <i>datalogger</i>	24
Figura 6	Animal com uma focinheira contendo um tubo preenchido com óleo-vegetal e um sensor de pressão.	24
Figura 7	Pedômetro utilizado no sistema <i>RumiWatch</i>	25
Figura 8	Sistema de gravação instalado em uma bezerra. (A) o gravador em uma caixa protetora. (B) microfone.	27
Figura 9	Eletrodos posicionados no músculo masseter de uma ovelha.	30
Figura 10	Eletrodos utilizados por Nichols.	30
Figura 11	Sistema <i>DairyCheck</i>	30
Figura 12	Sistema de aquisição sEMG utilizado por Campos.	32
Figura 13	Representação da unidade motora. (a) Diagrama simplificado de um motoneurônio- α . (b) Unidades motoras com diferentes taxas de inervação (c) Potencial de ação produzido pelas unidades motoras.	34
Figura 14	Representação esquemática da geração do sinal eletromiográfico.	35
Figura 15	Aspecto de um segmento de sinal sEMG obtido do músculo masseter de um caprino, adquirido com uma taxa de amostragem de 1 kSPS, após passar por um filtro rejeita faixa centrado em 60 Hz.	36
Figura 16	Músculos mastigatórios de uma alpaca. (sm) é o masseter superficial e (dm) o masseter profundo.	37
Figura 17	Sistema básico de instrumentação e aquisição de sinais de eletromiografia.	38

Figura 18	Diagrama simplificado do sistema proposto, contendo uma unidade de aquisição móvel e uma estação de monitoramento.	41
Figura 19	Animal com eletrodos posicionados no músculo masseter, conectados a unidade de aquisição móvel.	42
Figura 20	Diagrama funcional do sistema de aquisição móvel e da estação de monitoramento.	42
Figura 21	Diagrama esquemático simplificado do ADS1298.	45
Figura 22	Conjunto de avaliação ADS1298ECGFE-PDK.	46
Figura 23	Módulo inAir9B da Modtronix, com circuito integrado SX1276 da Semtech Corp.	47
Figura 24	Antena modelo ANT-RA57-915, 915MHz, 1/4 de onda, 2dBi com conector SMA macho.	48
Figura 25	Kit de desenvolvimento Launchpad MSP-EXP432P401R da Texas Instruments.	49
Figura 26	Pontuação obtida pelos microcontroladores através do teste ULPBench™ da EEMBC.	50
Figura 27	Conexões entre os dispositivos e o microcontrolador.	52
Figura 28	Estrutura de arquivos da biblioteca ads129x.	53
Figura 29	Hierarquia de camadas envolvendo a FatFs.	54
Figura 30	Ligação entre as camadas envolvendo a FatFs. Os arquivos providos por esse projeto são os coloração roxa.	54
Figura 31	Cabeçalho do formato .EMGD, para o armazenamento de sinais de sEMG.	56
Figura 32	Exemplo de organização de um arquivo .EMGD com dados EMG, com dois sinais que possuem diferentes taxas de amostragem.	57
Figura 33	Quadro enviado pela SPI do ADS1298 a cada nova conversão.	57
Figura 34	Em verde a o botão que inicia o processo de aquisição; em azul o botão que para a aquisição e permite que o cartão de memória seja desmontado.	59
Figura 35	Transferência de pacotes no protocolo LoRaBlink. O “CAD” significa “Detecção de Atividade do Canal”, um recurso presente na modulação LoRa.	60
Figura 36	Trajatória dos pacotes entre a unidade de aquisição móvel e a estação de monitoramento	60
Figura 37	Estrutura do pacote de dados enviado.	61

Figura 38	Estrutura do pacote de enlace (Camada de enlace de dados).	61
Figura 39	Estrutura de pacotes LoRa™ (Camada física).	61
Figura 40	Sumário do funcionamento do sistema de reconhecimento (ACK) para todas as situações possíveis.	63
Figura 41	Local em que foram efetuados os testes de alcance e qualidade da comunicação sem fio, localizado na R. Artibando Sutile, Bairro São Francisco, Pato Branco – PR.	65
Figura 42	Unidade de Aquisição Móvel.	67
Figura 43	Estação de Monitoramento.	67
Figura 44	Terminal executando o EMG Reader e apresentando um relatório de um arquivo .EMGD.	68
Figura 45	EMG Reader apresentando um sinal de teste gerado internamente pelo ADS1298.	68
Figura 46	Perfil da corrente no sistema de transmissão, para potência de transmissão de 2 dBm.	70
Figura 47	Perfil da corrente no sistema de recepção, ao receber dados transmitidos com potência de 2 dBm.	70
Figura 48	Perfil da corrente no sistema de transmissão, para potência de transmissão de 14 dBm.	71
Figura 49	Perfil da corrente no sistema de recepção, ao receber dados transmitidos com potência de 14 dBm.	71
Figura 50	Perfil da corrente no sistema de transmissão, com potência de 14 dBm e recepção de sinal de reconhecimento.	72
Figura 51	Perfil da corrente no sistema de recepção ao receber dados transmitidos com potência de 14 dBm e transmissão de sinal de reconhecimento.	72

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Quadro resumo das principais características e recursos do conversor ADS1298.	44
Tabela 2	Resultados para carga de 10 bytes.	69
Tabela 3	Resultados para carga de 50 bytes.	69
Tabela 4	Resultados para carga de 100 bytes.	69
Tabela 5	Tempos de armazenamento de registro eletromiográfico no formato .EMGD em cartões SD, considerando uma taxa de aquisição de 250 SPS e gravação contínua.	72
Tabela 6	Relação dos parâmetros da modulação LoRa com relação a taxa de dados, alcance do sinal, sensibilidade e impacto de bateria.	86

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	11
1.1	OBJETIVO GERAL	14
1.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	15
1.3	ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO	15
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	16
2.1	ESTADO DA ARTE	16
2.1.1	Métodos Diretos e Indiretos Manuais	17
2.1.2	Métodos Indiretos Eletrônicos	20
2.2	FUNDAMENTOS DA ELETROMIOGRAFIA	32
2.2.1	Bases Fisiológicas	33
2.2.2	Eletromiografia do Músculo Masseter em Ruminantes	36
2.2.3	Instrumentação e Aquisição em EMG	36
3	MATERIAIS E MÉTODOS	41
3.1	DESCRIÇÃO DO SISTEMA	41
3.2	MATERIAIS	44
3.2.1	Instrumentação e Aquisição de Sinais Biomédicos	44
3.2.2	Eletrodos	46
3.2.3	Comunicação sem Fio	46
3.2.4	Controle e Processamento	48
3.2.5	Sistema Operacional	51
3.3	MÉTODOS	51
3.3.1	Aquisição e Registro de Sinais	51
3.3.2	Comunicação sem fio	59
3.3.3	Interface com Computador	63

	10
3.3.4 Procedimentos de Teste	64
4 RESULTADOS	66
4.1 HARDWARE E SOFTWARE DESENVOLVIDOS	66
4.2 TESTE 1 – ALCANCE E QUALIDADE DA TRANSMISSÃO	68
4.3 TESTE 2 – PERFIL DE CONSUMO ENERGÉTICO	70
4.4 CAPACIDADE DE ARMAZENAMENTO	72
5 CONCLUSÃO	73
REFERÊNCIAS	75
A DETALHES MODULAÇÃO LORA	86

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

Até 2050 a produção de alimentos no mundo terá de dobrar para atender a demanda global (TRAD, 2015). Esse cenário é estratégico para o Brasil, pois figura como um dos poucos países entre os grandes produtores agropecuários mundiais que ainda possui capacidade territorial para a expansão de sua estrutura agropecuária (FREITAS, 2014) sem que haja a necessidade de desmatar a floresta amazônica (OECD/FAO, 2015). A atividade agropecuária responde por grande parte do desenvolvimento sócio-econômico do país. Em 2014, a composição agropecuária-agroindústria respondeu por 22% do Produto Interno Bruto (PIB) do Brasil (SANTOS, 2014). No âmbito das exportações, a agropecuária e a agroindústria de alimentos totalizaram mais de US\$ 86 bilhões em 2013, respondendo por 36% do total das exportações, consolidando o Brasil como o segundo maior exportador e provedor global de produtos agropecuários (OECD/FAO, 2015). A agropecuária também possui grande influência na empregabilidade. De acordo com o relatório da OECD/FAO (2015), em 2012 o setor absorveu cerca de 13% das vagas de emprego no país. Os horizontes se mostram otimistas para o futuro próximo do Brasil, que segundo a OECD/FAO (2015), em 2024 assumirá a liderança das exportações mundiais no setor agropecuário.

O sucesso da agropecuária brasileira deve-se aos constantes e intensos investimentos em pesquisa, desenvolvimento e inovação (EMBRAPA, 2014). De forma a acompanhar a demanda do setor e manter sua competitividade global frente as potências agropecuárias, o Brasil terá de atualizar substancialmente sua estratégia produtiva no sentido de incorporar novas tecnologias de gerenciamento da informação, coleta e processamento de dados cada vez mais complexos auxiliando na tomada de decisões que viabilizem ganhos de produtividade e agregação de valor aos produtos.

Dentro desse contexto de P&D (pesquisa e desenvolvimento) na agropecuária, o com-

portamento ingestivo de animais em pastejo, nos mais diversos aspectos, é um assunto de grande interesse da comunidade científica. Os resultados desse tipo de pesquisa, em geral, podem trazer grandes benefícios diretos às organizações rurais. No Brasil existem pesquisadores dedicados a esse tipo de estudo e documentação em elevado estado de maturidade. Apesar do grande conhecimento teórico, pouco se evoluiu em termos de aplicação real de ferramentas tecnológicas para monitorar e avaliar o comportamento ingestivo em ruminantes no dia a dia da atividade rural, prevalecendo o uso de técnicas rudimentares como a observação direta. O interesse por esse tipo de estudo se justifica por inúmeras razões. O animal, através do seu comportamento ingestivo, indica sinais a respeito da “abundância e a qualidade do seu ambiente pastoril” (CARVALHO; MORAES, 2005 apud MEZZALIRA *et al.*, 2011), permite conhecer os seus hábitos alimentares (CAMPANA *et al.*, 2015), possibilita estabelecer indicadores a respeito da quantidade e da qualidade de consumo e capacidade de adaptação do animal a um ambiente (MATSUI; OKUBO, 1991). Conhecer os padrões de consumo permite avaliar de que forma a quantidade e a composição dos alimentos influenciará no total de nutrientes que o animal recebe para a manutenção das funções vitais, crescimento, reprodução e, como isso, pode afetar seu desempenho (BERCHIELLI *et al.*, 2006). Além do mais, alterações no comportamento ingestivo podem revelar informações sugestivas a respeito da saúde de ruminantes (SORIANI *et al.*, 2012; GONZÁLEZ *et al.*, 2008; BRAUN *et al.*, 2013; CALAMARI *et al.*, 2014; BIKKER *et al.*, 2014), indicando condições de estresse e presença de doenças (BRAUN *et al.*, 2013).

Estudos do comportamento ingestivo podem ser utilizados para ponderar ações de manejo, se tornando uma importante ferramenta de gestão do animal no pasto (MEZZALIRA *et al.*, 2011) de forma que se consiga propiciar maior conforto ao animal e permitindo que esses possam expressar seu máximo potencial e assim gerar ganhos de produção (CAMPANA *et al.*, 2015).

Algumas metodologias e diversos aparatos eletrônicos, com diferentes graus de sofisticação, foram desenvolvidos ao longo dos anos visando estudar e automatizar o monitoramento de parâmetros relacionados ao comportamento ingestivo em ruminantes (PENNING, 1983), tal como tempo de alimentação, tempo de pastejo e ruminação. Segundo Penning (1983) e Desnoyers *et al.* (2009), essas técnicas se baseiam nas seguintes medições – movimento feito pela cabeça do animal, que permite estimar o tempo de pastejo; no movimento mandibular, que permite estimar o tempo de pastejo, ruminação e inatividade; no posicionamento da cabeça, permitindo estimar o tempo gasto de pastejo ou não (cabeça abaixada/levantada). Dentre tantos,

destacam-se o método bioacústico, que aproveita as características acústicas dos movimentos mandibulares (LACA; Wallis De Vries, 2000; GALLI *et al.*, 2006; CLAPHAM *et al.*, 2011), o método baseado em sensores de pressão, que capturam os movimentos mecânicos da mandíbula e os convertem em sinais elétricos (BRAUN *et al.*, 2013), o método por sensores a fibra ótica baseados em redes de Bragg (FBG) (PEGORINI *et al.*, 2014; KARAM *et al.*, 2014a; KARAM *et al.*, 2014b) ou ainda o método por eletromiografia, que captura sinais elétricos da musculatura da mandíbula (BÜCHEL; SUNDRUM, 2014). Esse último método é de interesse específico para este trabalho, por ser um método não invasivo quando feito com eletrodos superficiais (KAMEN; GABRIEL, 2010) e por já estar sendo estudado e utilizado por outros pesquisadores no grupo de pesquisa no qual este trabalho se insere.

Apesar dos benefícios proporcionados pelas metodologias citadas no parágrafo anterior, Matsui e Okubo (1991) e mais recentemente Mezzalira *et al.* (2011), concordam que a observação visual ainda tem sido a metodologia mais utilizada. Mezzalira *et al.* (2011) atribui essa popularidade ao fato de não “demandar custo com equipamentos e, se realizada de forma correta, proporcionar boa descrição do comportamento ingestivo animal”. Apesar de sua ampla utilização, as dificuldades associadas a esse método são caracterizadas por um processo demorado, laborioso, difícil de aplicar à noite e/ou para um grande número de animais (PENNING, 1983; MATSUI; OKUBO, 1991).

De fato, os métodos citados trouxeram grandes avanços no estudo do comportamento ingestivo, nos mais diversos aspectos. Entretanto, a maioria das publicações, dentre as mais antigas até as mais recentes, mostram certas limitações de conectividade. Em geral, os dados são transmitidos diretamente via cabo (BEAUCHEMIN *et al.*, 1989), gravados em algum dispositivo de armazenamento, tal como uma fita (PENNING, 1983; ABIJAOUDE *et al.*, 1999) ou nos mais recentes, em um cartão SD (*Secure Digital*) (CLAPHAM *et al.*, 2011) ou outro tipo de memória não-volátil (BRAUN *et al.*, 2013). Posteriormente os dados são descarregados em um computador, para só então serem processados e analisados. Diante dessas características, três apontamentos são necessários. O primeiro é que sistemas com conexão a cabo só permitem a avaliação do animal em confinamento. O segundo se refere ao fato de que, nos sistemas que contam com dispositivos de memória não-volátil e dependendo do tipo de informação a ser gravada, pode ser necessário descarregar os dados com frequência, em função da limitação de capacidade do dispositivo de armazenamento. Apesar disso, a análise em pastejo é possível, pois com dispositivos de memória o animal pode ser avaliado em condições de pastejo. E

o terceiro, é que utilizando apenas dispositivos de memória, não é possível observar dados de eventos de interesse próximos do instante real de ocorrência, quanto mais em tempo real.

Quando se fala em monitoramento em tempo real, o leitor é referido a Büchel e Sundrum (2014). Nesse artigo, os autores tratam a respeito do desenvolvimento de uma ferramenta para a obtenção contínua de biosinais durante o movimento mandibular de vacas leiteiras. O método utilizado é a eletromiografia de superfície, em que os dados são transmitidos por radiofrequência para uma estação de monitoramento. O sistema proposto nesse artigo foi desenvolvido pela empresa alemã BITSz, e seu alcance é limitado em cem metros ponto a ponto, conforme parâmetros técnicos descritos em BITSz Engineering (2015). Trata-se de um dispositivo interessante em termos de alcance para a realidade da produção pecuária intensiva europeia (PEDREIRA; PEDREIRA, 2014; THORNTON, 2010; RADON *et al.*, 2007), porém, ainda distante das necessidades do sistema de pecuária brasileira, baseada essencialmente no uso de pastagens (PEDREIRA; PEDREIRA, 2014; BOMFIM *et al.*, 2003).

Berchielli *et al.* (2006, p. 411) esclarece que estudos experimentais de parâmetros associados as características de produção e comportamento em ruminantes, incluindo o comportamento ingestivo, exigem que o trabalho seja desenvolvido nas condições mais próximas possíveis do sistema de produção, contribuindo para que resultados mais confiáveis possam ser obtidos. Somando-se a isso, Berchielli *et al.* (2006, p. 405) também afirma que “a avaliação do comportamento animal a pasto, de forma a estimar o consumo, apresenta a grande vantagem pelo reduzido estresse provocado ao animal”. Isso justifica a necessidade do desenvolvimento de ferramentas tecnológicas que permitam a aquisição de biosinais e que os dados associados obtidos sejam transmitidos a distância, o que facilita o monitoramento de padrões biológicos relacionados ao comportamento de animais em seu ambiente natural.

Diante do contexto descrito, esse trabalho tem como motivação um primeiro passo para obter um instrumento de monitoramento que poderia prover informações no sentido de orientar o produtor nas melhores práticas de manejo, impactando em melhoria na produtividade, bem estar animal e redução de custos.

1.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo geral é o desenvolvimento de um sistema de aquisição de sinais de eletromiografia, compreendendo uma unidade de aquisição móvel e uma estação de monitoramento com comunicação sem fio.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Exposto o objeto, definem-se agora alguns objetivos específicos para o desenvolvimento desse trabalho.

- i. Desenvolvimento de uma unidade de aquisição móvel, contemplando um sistema de instrumentação e conversão de sinais de eletromiografia, um microcontrolador de baixo consumo, um módulo de radiofrequência e um dispositivo de armazenamento de dados.
- ii. Desenvolvimento da estação de monitoramento, constituída por um microcontrolador, um módulo de radiofrequência e conexão com a computador.
- iii. Desenvolvimento do sistema de comunicação sem fio, contemplando o interfaceamento do microcontrolador com o módulo de rádio e a implementação dos protocolos de comunicação sem fio necessários.

1.3 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

Essa monografia está dividida em cinco capítulos. O primeiro é a introdução, os outros estão descritos na sequência.

- O Capítulo 2 contém a revisão teórica do trabalho. Nele são apresentados os principais métodos desenvolvidos para o estudo do comportamento ingestivo animal. Ainda nesse capítulo é abordado também dos fundamentos da eletromiografia.
- O Capítulo 3 é reservado para a apresentação da metodologia. Nele são descritos os materiais que foram utilizados e uma justificativa para a escolha de cada um. Também são formalizados todos métodos utilizados para conceber o dispositivo proposto, além da estratégia adotada para a realização dos testes em campo.
- O Capítulo 4 apresenta os resultados obtidos e as discussões desses, o que inclui os as análises dos testes efetuados com o sistema de comunicação sem fio e o perfil do uso de bateria do sistema.
- O Capítulo 5 finaliza o trabalho estabelecendo as principais conclusões e propondo sugestões de melhorias que poderiam ser feitas de forma a ampliar as funcionalidades do sistema proposto bem como otimizar a desempenho e o consumo de energia.

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Este capítulo tem por objetivo introduzir os principais tópicos relevantes no contexto desse trabalho, fazendo inicialmente uma abrangente revisão bibliográfica dos principais métodos já desenvolvidos para o estudo de nutrição em ruminantes e abordando na sequência alguns fundamentos a respeito da eletromiografia. Ao final desse capítulo será possível entender os pontos fortes e fracos de cada um dos métodos e em que cenário cada um deles melhor se aplica. Também será possível compreender a base de funcionamento, de cada um deles, as características construtivas e tecnologias aplicadas durante a evolução na linha do tempo. A respeito da eletromiografia, será possível entender os principais conceitos, a terminologia utilizada, características do sinal eletromiográfico e alguns tópicos de instrumentação e processamento de sinais de eletromiografia.

2.1 ESTADO DA ARTE

Existem diversas técnicas manuais e equipamentos voltados ao estudo do comportamento ingestivo em ruminantes. Dentro desses métodos os autores costumam classificá-los em métodos diretos ou agrônômicos e indiretos (DECRUYENAERE *et al.*, 2009; BARROS *et al.*, 2010). Outros ainda subclassificam os métodos indiretos em indiretos eletrônicos (CAMPOS, 2016). Estes últimos também sendo referidos muitas vezes de forma equivocada como “métodos automáticos”.

Os métodos diretos são aqueles nos quais o parâmetro ou os parâmetros a serem medidos ou quantificados são diretamente monitorados. Entende-se por métodos indiretos, aqueles que levam em consideração variáveis que podem ser associadas a um evento de interesse. Por exemplo, monitorando o tempo de pastejo, a taxa de bocado no pastejo e o consumo de forragem por bocado, pode-se estimar o consumo em pastejo (CHACON *et al.*, 1976).

Serão abordados superficialmente alguns aspectos dos métodos diretos e indiretos porém o foco desse trabalho se concentra nos métodos eletrônicos, em especial o método por eletromiografia do músculo masseter.

2.1.1 MÉTODOS DIRETOS E INDIRETOS MANUAIS

Entre os métodos diretos, pode-se citar a existência das técnicas de *diferença de peso animal* e *diferença de massa de forragem*. De forma indireta podem ser citadas a *coleta de material fecal para o estudo de digestibilidade*, o *uso de marcadores de consumo e digestibilidade*, *avaliação visual* e a *fistulação esofágica*. Nos próximos parágrafos serão selecionadas algumas dessas técnicas para discussão.

A primeira técnica é uma das mais antigas, cuja metodologia foi proposta por Erizian (1932) em seu artigo intitulado “*Eine neue Methode zur Bestimmung der vom Vieh gefressenen Menge Weidefutters*¹”, que segundo Berchielli *et al.* (2006, p. 404) tem por objetivo a quantificação do consumo de matéria seca (CMS). Para isso o animal é pesado antes e depois do processo de pastejo de forma a medir a diferença de peso. Durante todo o tempo de pastejo, os animais precisam utilizar fraldas geriátricas para que as fezes e a urina sejam coletadas (BARROS *et al.*, 2010). É importante que o tempo de avaliação seja curto, pois tempos muito longos significam maior perda de excretas e isso se traduz em maior erro nas estimativas. Allden e McDWhittaker (1970) utilizaram essa técnica deixando os animais em pastejo durante uma hora.

Segundo Berchielli *et al.* (2006, p. 404), a grande limitação do método é a necessidade de se identificar e corrigir as fontes de erros associados as perdas, como a energia gasta com a respiração, perdas por defecação e urina. Os ganhos não associados com a forragem ingerida, como a ingestão de água, por exemplo, também precisam ser levados em consideração. As perdas insensíveis, isto é, perdas associadas a atividade metabólica também entram nesse balanço (ALLDEN; MCDWHITTAKER, 1970).

Na concepção de Barros *et al.* (2010), o fato de ser necessário interromper o processo de pastejo para pesar o animal gera uma carga de trabalho que torna essa metodologia muito cansativa.

A segunda técnica também está associada a diferença de massa, não do animal, mas da forragem, antes e depois do pastejo. Berchielli *et al.* (2006, p. 404) afirma que a ingestão diária pode ser estimada “pela redução da massa verificada em determinada área, dividida pelo

¹Em português – “Um novo método para a determinação da quantidade consumida pelo gado”.

produto do número de animais e dias de pastejo.” Em outras palavras, a metodologia consiste em quantificar a disponibilidade de forragem delimitada em uma área, antes e após o pastejo, e diferença representaria o consumo de matéria seca pelos animais. Barros *et al.* (2010) cita diversas metodologias para quantificar a disponibilidade de forragem, das quais não cabe entrar em detalhes nesse momento. A questão é que o tempo de avaliação deve ser curto de forma que os erros sejam minimizados, como por exemplo, o crescimento da forragem durante o período de pastejo. Berchielli *et al.* (2006) comenta que são introduzidos muitos erros no processo de quantificação de disponibilidade de forragem, e que a coleta de grande número de amostras de pasto para se fazer as estimativas depõe contra a técnica.

2.1.1.1 Avaliação visual

Uma das técnicas mais populares de estudo do comportamento ingestivo de acordo com Matsui e Okubo (1991) e Mezzalira *et al.* (2011) é a avaliação visual, visto sua facilidade de execução e pelo fato de geralmente não requerer equipamentos caros. Essa técnica consiste basicamente em monitorar visualmente o comportamento do animal em certos intervalos de tempo e registrar os eventos de interesse. Isso pode ser feito através de um observador humano (MEZZALIRA *et al.*, 2011) ou por meio de uma gravação em vídeo (ABIJAOUDE *et al.*, 1999; ZEHNER *et al.*, 2012; DESNOYERS *et al.*, 2009). Quando feita a um observador, essa técnica é geralmente referida na literatura como *observação direta*. Por meio dela é possível registrar, por exemplo, os tempos de pastejo, ruminação, e outras atividades, como períodos de descanso e ingestão de água (MEZZALIRA *et al.*, 2011).

Quando feita por um observador diretamente, Agreil e Meuret (2004) afirmam que uma das desvantagens do método é que a presença do observador pode perturbar o comportamento do animal em pastejo prejudicando os resultados. Por essa razão, é necessário que exista ou mesmo que seja desenvolvida uma certa familiaridade por parte do animal com o seu observador afim de não provocar alterações no comportamento do animal.

Em termos práticos, as maiores limitações associadas a avaliações diretas contínuas, são restrições à duração do período de observação, que devido a alta demanda trabalho pode levar os observadores a fadiga, o que dificulta em manter a concentração por longos períodos, com necessidade de troca de observadores e possíveis variações individuais na coleta dos dados, a dificuldade de aplicar no período noturno e a impraticabilidade em um grande número de animais (MATSUI; OKUBO, 1991; PENNING, 1983).

Em seu trabalho, Campos (2016) sugere que o método visual pode induzir a erros devido à impossibilidade em registrar todos os movimentos mastigatórios realizados pelo animal, fato também apontado por Penning (1983) décadas antes. Por exemplo, Penning (2004 apud CARVALHO *et al.*, 2007) aponta que procedimentos visuais dificilmente são capazes de diferenciar tempo de pastejo de tempo de alimentação.

Desvantagens a parte, Mezzalira *et al.* (2011) assegura que a observação visual, se realizada de forma adequada, pode proporcionar uma boa descrição do comportamento ingestivo animal. Não é por menos que ela tem sido amplamente utilizada com a finalidade de validar os métodos eletrônicos (PENNING, 1983; STOBBS; COWPER, 1972; ZEHNER *et al.*, 2012; BÜCHEL; SUNDRUM, 2014; CAMPOS *et al.*, 2016; MATSUI; OKUBO, 1991; BIKKER *et al.*, 2014; ABIJAOUDÉ *et al.*, 1999; BRAUN *et al.*, 2013; CHAMBERS *et al.*, 1981; NYDEGGER *et al.*, 2010; TRINDADE *et al.*, 2011; CLAPHAM *et al.*, 2011).

2.1.1.2 Fístula Esofágica

A seletividade ao tipo de forragem a ser ingerida é uma característica dos ruminantes (BAUER *et al.*, 2008; LIMA *et al.*, 1998; BERCHIELLI *et al.*, 2006; ABIJAOUDÉ *et al.*, 1999) e muitas vezes é importante conhecer as preferências de alimentos escolhidos pelos animais de forma que se possa identificar a sua composição química e quantificar seu valor nutricional. Esse conhecimento pode então ser posteriormente utilizado para ajustar as técnicas de manejo de maneira que atendam essas preferências e assim contribuir positivamente para o bom desempenho produtivo. Uma maneira de proceder a essa avaliação é através da coleta de extrusa dos animais em condições de pastejo (SANTOS *et al.*, 2008). Contudo para se ter acesso a esse conteúdo, requer que os animais sejam submetidos a um procedimento cirúrgico conhecido como fistulação esofágica, em que uma cânula é inserida no esôfago e um orifício é aberto para o que a extrusa possa ser armazenada em um saco coletor (BOOYSE *et al.*, 2009).

A vantagem desse método é sem dúvida o fato de possibilitar a obtenção de amostras representativas da dieta dos animais em pastagem (BARROS *et al.*, 2010; Carvalho Filho, 1981). Porém para a execução desse método existe geralmente a necessidade de autorização por comitês de ética (BARROS *et al.*, 2010; BOOYSE *et al.*, 2009), além de causar desconforto ao animal e alterações do estado fisiológicos que geralmente impactam no comportamento do animal Both *et al.* (1999 apud BARROS *et al.*, 2010) e exigir cuidados no pós-operatório e a necessidade manutenções de rotina (Carvalho Filho, 1981). Ademais, tende a ser um método cada



Figura 1 – Incisão para a inserção da fístula esofágica.

Fonte: Booyse *et al.* (2009).



Figura 2 – Animal com fístula esofágica pós procedimento cirúrgico.

Fonte: Booyse *et al.* (2009).

vez mais reprovado diante de uma sociedade mais exigente em relação ao bem-estar dos animais (CARVALHO; MORAES, 2005). Em países desenvolvidos a legislação tem sido mais rígida em relação ao uso de animais cirurgicamente preparados (PENNING, 2004 apud CARVALHO *et al.*, 2007).

Gomes *et al.* (2006) conclui que amostras obtidas por meio de fistulas esofágicas são contaminadas pela saliva. O fato é que os compostos orgânicos e o minerais presentes na saliva podem contaminar a extrusa de forma que sua composição química não corresponda satisfatoriamente com a da forragem ingerida pelo animal. A extrusa também pode ser contaminada pelo conteúdo ruminal, e assim alguns pesquisadores, como Trindade (2007), optam por deixar o animal em jejum antes de proceder a coleta do material. Contudo, tal prática pode comprometer a capacidade seletiva do animal (SANTOS *et al.*, 2008; Carvalho Filho, 1981; BERCHIELLI *et al.*, 2006).

2.1.2 MÉTODOS INDIRETOS ELETRÔNICOS

Em relação aos métodos abordados anteriormente pode-se verificar há o envolvimento de procedimentos invasivos, exigindo preparo cirúrgico de animais, longas horas de observação ou até mesmo uma laboriosa carga de trabalho. A medida que a tecnologia permitiu, os métodos eletrônicos foram sendo desenvolvidos e aperfeiçoados para que algumas dessas dificuldades fossem contornadas e assim facilitar o trabalho e até mesmo automatizar boa parte dos processos envolvidos. Ademais, Abijaoudé *et al.* (1999) considera que os métodos eletrônicos permitem obter dados durante longos períodos com maiores taxas de aquisição e maior precisão.

O equipamentos eletrônicos de monitoramento individual do comportamento ingestivo

animal podem ser divididos quanto a sua característica de monitoramento – Localização espacial do animal, que permite, por exemplo, monitorar as preferências por locais de pastejo e então é possível avaliar o tipo de pasto que o animal tem preferência. Nos movimentos feitos pelo corpo do animal e movimentos mandibulares (ANDRIAMASINORO *et al.*, 2016). Para esse último, diversas técnicas foram desenvolvidas – chaves eletrônicas (STOBBS; COWPER, 1972), sensores de pressão e deformação (PENNING, 1983; MATSUI; OKUBO, 1991; NYDEGGER *et al.*, 2010), métodos acústicos (CLAPHAM *et al.*, 2011; TRINDADE *et al.*, 2011), acelerômetros (CHAMBERS *et al.*, 1981; OUDSHOORN *et al.*, 2013), sensores ópticos baseados em redes de Bragg (WOSNIAK *et al.*, 2012; KARAM *et al.*, 2014a; PEGORINI *et al.*, 2014; KARAM *et al.*, 2015; PEGORINI *et al.*, 2015; KARAM *et al.*, 2014b) e o método por eletromiografia de superfície do músculo masseter (NICHOLS, 1966; BÜCHEL; SUNDRUM, 2014; CAMPOS *et al.*, 2016).

Em se tratando de métodos eletrônicos, um dos trabalhos pioneiros e com uma concepção muito simples é certamente o de Stobbs e Cowper (1972). Nele é proposto um sistema para registrar o número de movimentos do maxilar durante pastejo e ruminação. O dispositivo desenvolvido consistia de duas chaves eletrônicas posicionadas em um cabresto conforme a ilustração da Figura 3. Uma micro-chave era responsável por detectar a abertura ou fechamento da boca do animal e uma chave de mercúrio detectava quando a cabeça do animal era abaixada afim de realizar a atividade de pastejo. Essas chaves ativavam contadores, o que permitia quantificar o número de movimentos realizados pela boca do animal. O tempo de bateria foi considerado um problema pelo autor que explicou ser possível gravar em média 400.000 movimentos mandibulares, o que representaria pelo menos 3 dias de gravações.

Apesar do insucesso em quantificar diretamente os movimentos mandibulares associados a ruminação por meio das chaves de mercúrio, o autor acredita que o seu método contribuiu no sentido de possibilitar a diferenciação do número de movimentos mandibulares associados ao pastejo dos movimentos mandibulares totais executados pelo animal, algo que não havia sido feito por nenhum outro método até a data de sua publicação em 1972.

2.1.2.1 Transutor de pressão e deformação

Os métodos baseados em transdutores de pressão/deformação são utilizados há bastante tempo, possuindo a maior quantidade de publicações relacionadas entre os métodos eletrônicos (ANDRIAMASINORO *et al.*, 2016). Esse método aparece pela primeira vez na forma de uma

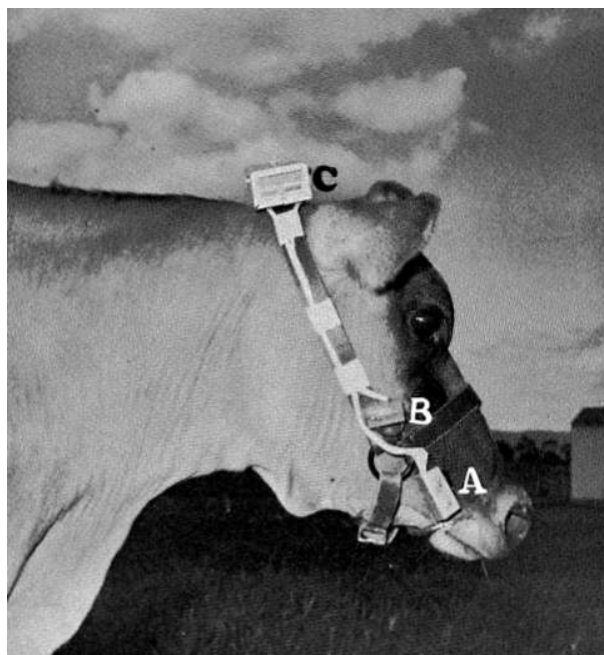


Figura 3 – Sistema desenvolvido por Stobbs e Cowper em um animal. (A) micro-chave eletrônica mandibular; (B) Chave de mercúrio; (C) Gravador.
Fonte: Stobbs e Cowper (1972).

sensor de deformação através do trabalho de Penning (1983). Ele desenvolveu um aparato constituído de um cabresto com uma focinheira feita de um tubo de silicone preenchido com grânulos de carbono. Nas extremidades eram colocados dois eletrodos. Assim, quando a boca do animal se movimenta, o tubo se distende fazendo com que sua resistência seja alterada proporcionalmente a movimentação. Logo, se uma tensão for aplicada no tubo, o movimento mandibular produz variações na resistência, que por sua vez faz com que surjam variações de tensão que eram medidas e registradas. O sistema de gravação era constituído de um gravador de fita cassete, em que a fita utilizada era capaz de armazenar até 24 horas de gravação contínua.

A grande desvantagem se relacionava as gravações, que precisavam ser reconvertidas em sinais elétricos para poderem ser vistos no osciloscópio ou então digitalizados por meio de um conversor A/D para serem processados por um microprocessador. Todavia, para recuperar 24h de gravações a unidade de *playback* levava 24 minutos. Um algoritmo também foi escrito em *assembly* para um microcontrolador 8080, que por meio da detecção de picos permitia quantificar os movimentos mastigatórios e, ao final gerava um resumo com os tempos gastos com pastejo, ruminação e inatividade.

Por meio desse simples equipamento foi possível quantificar, via dos movimentos mastigatórios, o número de mastigadas durante a ruminação, o intervalo entre bocados, o número de mastigadas por bocados e os tempos de pastejo, ruminação e inatividade.

Esse método foi aperfeiçoado por outros pesquisadores como Matsui e Okubo (1991), e diversas variações desse método podem ser encontradas, como por exemplo a proposta por Beauchemin *et al.* (1989). Entretanto, é de interesse desse trabalho concentrar as atenções nas ferramentas mais atuais utilizadas para pesquisa. Baseado nos métodos até aqui mostrados surgiram três ferramentas – O IGER *Behavior Recorder* desenvolvido pelo *Institute of Grassland and Environmental Research*, o ART-MSR desenvolvido pelo *Agroscope Reckenholz-Tünikon ART Research institute* e *MSR Electronics GmbH* e o RumiWatch, desenvolvido pelo *Agroscope Reckenholz-Tünikon ART Research institute* e *Swiss Commission for Technology and Innovation CTI*. Serão brevemente descritos essas três ferramentas.

O IGER *Behavior Recorder* surgiu como uma proposta de Rutter *et al.* (1997) em reduzir as limitações e os problemas identificados em trabalhos anteriores, como o de Penning (1983), por exemplo. Trata-se de um sistema automatizado que abrange um cabresto e uma interface eletrônica que permite adquirir os dados brutos a partir de sensores acoplados em uma focinheira posta no maxilar do animal. Uma ilustração desse sistema em um animal é mostrada na Figura 4.



Figura 4 – Novilha utilizando o IGER *Behavior Recorder*.
Fonte: Adaptado de Genro e Nabinger (2009).

O sistema adquire os dados com uma frequência de 20 Hz e permite gravá-los em formato binário de 8 bits, por meio de um *slot* de cartão de memória, o que proporcionou um significativo avanço em relação a gravações por meio de fitas cassete. A análise dos dados é feita por meio do “*Graze*”, um programa desenvolvido especificamente para o IGER que apresenta a amplitude do sinal no tempo, permitindo que sejam identificados os períodos de alimentação e ruminação (RUTTER *et al.*, 1997; RUTTER, 2000). Esse programa automaticamente identifica

os movimentos mandibulares individuais e através da amplitude, frequência e da forma do sinal dos movimentos mandibulares, diferencia entre mastigação e apreensão.

Sendo vantajoso ou não, o IGER é um equipamento comercial e sua fabricação foi descontinuada². Nydegger *et al.* (2010) comenta que fora constatado frequentes danos ao IGER durante seu uso em pesquisas, devido a choques mecânicos ocorridos nas barreiras dos comedouros das instalações e também por seu *design* afetar os movimentos necessários para a correta alimentação dos ruminantes. Ainda é citado o fato da limitação do tempo de gravação, que é de apenas 24 horas (RUTTER *et al.*, 1997; NYDEGGER *et al.*, 2010). Então ele propõe um novo sistema, o ART-MSR, análogo ao apresentado na Figura 6.

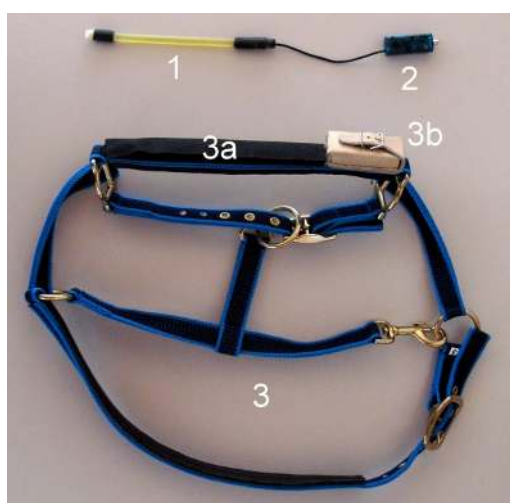


Figura 5 – (1) tubo com óleo vegetal e sensor de pressão (2) USB *datalogger*, (3a) cabresto com focinheira e (3b) bolsa protetora de couro para o *datalogger*. Fonte: Braun *et al.* (2013).

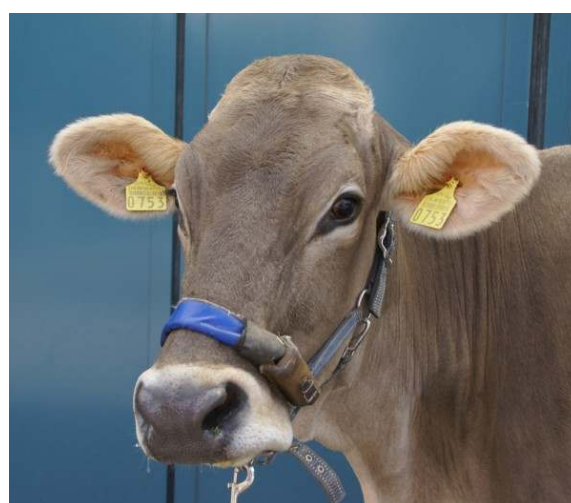


Figura 6 – Animal com uma focinheira contendo um tubo preenchido com óleo-vegetal e um sensor de pressão. Fonte: Braun *et al.* (2013).

O ART consiste de um elemento sensor em uma focinheira. Esse sensor é na verdade um tubo de silicone assim como no IGER, entretanto, ao invés de grânulos de carbono ele é preenchido com óleo vegetal. Em uma das extremidades é acoplado um sensor de pressão. Os movimentos mandibulares alteram a curvatura do tubo, que por sua vez, causam uma variação de pressão que é então percebida pelo sensor. Os dados são registrados a uma taxa de 10 Hz por meio de uma *data-logger* com capacidade de armazenamento suficiente para 40 horas de registros. Os dados podem ser lidos do *data-logger* para um computador através de um cabo USB, mediante um programa desenvolvido especificamente para ele.

²De acordo com a nota no site oficial da *Ultra Sound Advice*, fabricante do *IGER Behavior Recorder*. Disponível em: <http://www.ultrasoundadvice.co.uk/index.php/grazing-behaviour/grec3-recorder>.

O programa desenvolvido foi capaz de classificar automaticamente as atividades de alimentação e ruminação com 100% de concordância em relação as observações visuais realizadas em uma janela base de 5 minutos.

Posteriormente Braun *et al.* (2013) utilizou o mesmo sensor de pressão para estudar as atividades de ruminação e alimentação em vacas e também constatou pouca disparidade entre os resultados obtidos com o sensor de pressão em comparação com observações visuais.

Descrito primeiramente por Zehner *et al.* (2012), o *RumiWatch*, pode ser considerado uma evolução do ART-MSR. Ele possui o mesmo sensor de pressão que o ART-MSR além de incorporar um pedômetro, mostrado na Figura 7, que permite saber se o animal está caminhando, deitado ou apenas em pé.



Figura 7 – Pedômetro utilizado no sistema *RumiWatch*.
Fonte: Kajava *et al.* (2014).

Entre as melhorias significativas em termos das funcionalidades em relação ao ART-MSR encontra-se a possibilidade de salvar os dados em formato RAW em um cartão de memória, o que nesse caso amplia a capacidade de registro para até quatro meses. Também é muito importante mencionar o seu sistema que permite enviar os dados obtidos por meio de uma conexão sem fio. E por fim, seu sistema de baixo consumo, que o permite utilizar uma bateria durante meses.

O conjunto também é acompanhado do *RumiWatch Manager*, um *software* que permite obter os dados por meio da conexão sem fio, ou então, transferir os dados armazenados no cartão de memória para um computador pessoal. Os dados de pressão obtidos são processados por um algoritmo que automaticamente realiza a classificação das atividades mastigatórias como

ruminação, alimentação ou ingestão de água.

Infelizmente o texto não apresenta nenhum detalhamento técnico a respeito do sistema de comunicação sem fio, tal como o tipo de modulação, frequência de portadora, alcance, ou mesmo qualquer informação sobre os protocolos utilizados.

Segundo Nydegger *et al.* (2010 apud ANDRIAMASINORO *et al.*, 2016), a análise de sinais de sistema baseados em transdutores de pressão é baseada na detecção de picos, o que pode apresentar variações se o cabresto estiver mais frouxo ou mais apertado na cabeça do animal, necessitando de recalibração a cada animal. Porém Braun *et al.* (2013) evidencia que o cabresto encaixa bem na cabeça do animal e é bastante confortável, apresentando como vantagem não alterar o comportamento do animal.

2.1.2.2 Acústico

Em se tratando de métodos acústicos o leitor é referido a Laca *et al.* (1992), Laca *et al.* (1994), Laca e Wallis De Vries (2000), sendo estes os primeiros trabalhos a que se tem referência por explorar as propriedades da bioacústica com a finalidade de estudar o comportamento ingestivo em ruminantes.

O interesse por explorar esse método baseia-se na tese de que os vários movimentos mandibulares realizado pelos animais possuem características bioacústicas distintas em termos de intensidade, composição espectral, duração e intervalos. Por trás disso seria possível imaginar que a ingestão de massas de bocados diferentes produzissem efeitos acústicos diferentes, e daí a possibilidade de estimar o consumo (LACA; Wallis De Vries, 2000). Gibb (1996 apud CARVALHO *et al.*, 2007) indica que existem evidências de que o método acústico possa ser utilizado inclusive para predizer o tipo de espécie vegetal ingerida pelo animal.

O método acústico permite obter informações relevantes acerca do comportamento ingestivo, como será visto adiante e por isso é pertinente que alguns parágrafos sejam dedicados a tratar desse método. Além disso, os métodos acústicos são bastante explorado na literatura, perdendo em termos de quantidade de publicações apenas para os métodos baseados em transdutores de pressão/deformação (ANDRIAMASINORO *et al.*, 2016).

As vantagens desse métodos são visíveis. Em primeiro lugar pode-se mencionar o fato de ser um método não invasivo (CARVALHO *et al.*, 2009). Em termos de equipamentos, basta um gravador de áudio apropriado e um microfone omni-direcional preso a um buçal para que os registros acústicos possam ser imediatamente adquiridos (CLAPHAM *et al.*, 2011). Isso



Figura 8 – Sistema de gravação instalado em uma bezerra. (A) o gravador em uma caixa protetora. (B) microfone.

Fonte: Clapham *et al.* (2011).

insere outra vantagem, simplesmente pelo fato de não envolver partes mecânicas e também não interferir no comportamento do animal.

Trindade *et al.* (2011) utilizou o método acústico no intuito de verificar seu potencial na quantificação dos tempos de pastejo, ruminação e de outras atividades, realizadas por novilhas de corte em pastagem natural. Em sua pesquisa ele avaliou o custo dos equipamentos e programas utilizados como um grande atrativo, destacando que teriam um custo de 10% em relação ao IGER *Behavior Recorder*.

Apesar de vantagens realmente interessantes, o método também traz consigo algumas limitações. Ao verificar os registros sonoros de bocados Clapham *et al.* (2011) se deparou com a contaminação dos áudios de duas maneiras – por sons de bocados produzidos por outros animais e por ruídos produzidos por insetos e aviões. O autor ainda revela que em análises manuais foi possível remover alguns desses artefatos, porém não seria trivial em análises automatizadas, o que poderia comprometer resultados.

Outras limitações estão associadas ao equipamento para a captura dos registros sonoros. No caso de Trindade *et al.* (2011), o autor cita como um dos problemas o consumo de baterias em manter gravações contínuas acima de 24 horas e à automatização das análises. No que tange o uso de bateria Clapham *et al.* (2011) também relatou o mesmo problema.

A capacidade de armazenamento também é apontada como um problema para Clapham *et al.* (2011). O autor fez os registros acústicos com uma taxa amostragem de 44 kHz com resolução de 16 bits. Utilizando um cartão de memória de 32 Gigabytes e armazenando os

dados em formato WAV (*Waveform Audio File Format*), segundo ele era possível armazenar apenas 48 horas contínuas de registro acústico.

O método acústico foi para estimar os tempos de pastejo, de ruminação e de outras atividades, devido a fácil discriminação dos padrões dos registros sonoros por meio de *softwares* de áudio pois os padrões de registros sonoros são bastante distinto (TRINDADE *et al.*, 2011). (GALLI *et al.*, 2006) conseguiu estimar o consumo de matéria seca.

2.1.2.3 Acelerômetro

O uso de acelerômetros com o objetivo de estudar o comportamento ingestivo em ruminantes foi descrito pela primeira vez em 1981, por meio do trabalho de Chambers *et al.* (1981). Esse método geralmente é utilizado no sentido de capturar os movimentos feitos pela cabeça do animal e associar aos movimentos mandibulares desenvolvidos no processo de pastejo por meio de alguma outra técnica, em especial a observação visual. Por exemplo, quando o acelerômetro indica que a cabeça do animal é abaixada, isso pode ser associado a uma movimento afim de realizar o pastejo.

Na maioria dos casos, o uso do acelerômetro é feito de forma combinada com outros métodos, como o acústico (TANI *et al.*, 2013), a eletromiografia de superfície (BÜCHEL; SUNDRUM, 2014) e chaves eletrônicas (CHAMBERS *et al.*, 1981).

Chambers *et al.* (1981) desenvolveu um dispositivo muito semelhante ao de Stobbs e Cowper (1972), utilizando também uma micro-chave eletrônica e uma chave de mercúrio combinado a um acelerômetro para gravar os movimentos executados pela cabeça do animal durante o pastejo. Esses dispositivos eram afixados em um cabresto e então posicionados no lado direito da cabeçada animal. O sistema era alimentado por meio de duas baterias de 5,4 V e 1 Ah, o que segundo o autor, permitia 10 dias de gravação.

O uso do acelerômetros permitiu gravar os movimentos feitos pela cabeça e diferenciar entre apreensão e movimentos de manipulação do alimento, e que esses movimentos tendem a aumentar com altura do dossel forrageiro.

Estudos com acelerômetros foram feitos mais recentemente por Oudshoorn *et al.* (2013) no intuito de estimar o tempo de pastejo, que combinado com a frequência de bocados estimado pela contagem manual do número de bocados permitiria modelar a ingestão de grama. Por meio dos acelerômetros foi possível constatar que 74% das observações de pastejo registrados pelo acelerômetro foram de fato registrados por meio de registros manuais.

Andriamasinoro *et al.* (2016) avalia que sistemas baseados em sensores de aceleração não estão imunes a inferências, devido a sua sensibilidade eles podem registrar sinais indesejáveis como por exemplo, movimentos feitos pela cabeça do animal afim de afastar insetos.

2.1.2.4 Eletromiografia

A eletromiografia é uma técnica já conhecida há bastante tempo no campo da medicina, sendo muito utilizada em estudos que envolvem, por exemplo, a detecção de fadiga muscular (CHANG *et al.*, 2012; KAMEN; GABRIEL, 2010). Além disso, a literatura que trata desse assunto é muito rica. Em seu *review*, Nascimento *et al.* (2012) encontrou 657 artigos no cruzamento dos seguintes descritores e seus correspondentes em inglês: *mastigação, eletromiografia, músculo masseter*, na bases de dados *SciELO-Brasil, Lilacs e Medline/Pubmed*. Se por um lado ela é uma técnica amplamente empregada em estudos com humanos, em contrapartida ela é quase desconhecida quando em se tratando de estudos envolvendo nutrição animal. A quantidade de publicações disponíveis é restrita, de forma que Andriamasinoro *et al.* (2016) só foi capaz de identificar na literatura os trabalhos de Rus *et al.* (2013) e Büchel e Sundrum (2014).

No campo da eletromiografia a publicação mais remota a que se tem referência foi proposta por Nichols (1966). Nesse texto o autor descreve um método que tinha por objetivo detectar por meio de eletrodos os potenciais elétricos do músculo masseter de uma ovelha e usar esses potenciais como sinal modulante para uma portadora de um transmissor de rádio, após estes terem sido devidamente amplificados. Os dados eram recebidos e então registrados em papel na forma de diagramas de Elliot. O gravador utilizado nos experimentos possuía papel suficiente para até 12 horas de gravações, considerando uma taxa de 1 polegada por minuto. Além disso, o sistema era alimentado por meio de células de mercúrio em 2,4 V, o que permitia até cinco dias de transmissão contínua.

Por meio desse sistema o autor foi capaz de distinguir claramente períodos de pastejo, repouso e ruminação, com base na análise visual das características do sinal registrado. Apesar dos resultados positivos, o autor relata ter experimentado problemas envolvendo a fixação dos eletrodos na pele do animal, artefatos no sinal devido a movimentação dos eletrodos, interferência por ruídos e limitação mecânica da caneta que registrava o sinal quando o animal fazia movimentos muito bruscos.

Um avanço significativo em eletromiografia do músculo masseter só é obtido em 2013, através do trabalho de Rus *et al.* (2013). A publicação apresenta um dispositivo sem-fio denomi-



Figura 9 – Eletrodos posicionados no músculo masseter de uma ovelha.
Fonte: Nichols (1966).

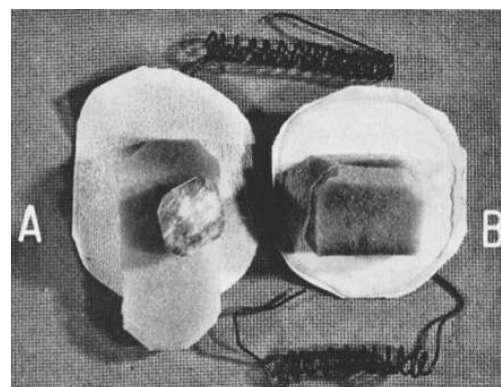


Figura 10 – Eletrodos utilizados por Nichols.
Fonte: Nichols (1966).

nado *DairyCheck*, baseado o princípio da eletromiografia, que quantifica o potencial elétrico da contração do músculo masseter em decorrência da atividade mastigatória. O sistema de sensores é composto por dois eletrodos de medição e um acelerômetro triaxial que monitora a posição e a movimentação da cabeça do animal. A aquisição dos sinais por meio dos eletrodos de superfície é feita a uma taxa de amostragem de apenas 10 Hz e os sinais adquiridos são transmitidos em tempo real por meio de um sistema sem-fio. O dispositivo é acompanhado de um *software* que permite o pesquisador analisar os sinais recebidos, identificar os períodos de atividade e inatividade mastigatória, e classificar os períodos em atividade como ruminação, alimentação entre outras atividades ingestivas.



Figura 11 – Sistema *DairyCheck*.
Fonte: Adaptado de Rus *et al.* (2013).

Mais tarde Büchel e Sundrum (2014) utilizou o *DairyCheck*, para estimar os tempos de pastejo e ruminação, provendo maiores detalhes desse sistema. Dentre eles é possível citar a existência de um *data-logger* que permite armazenar até 11 horas de registro eletromiográfico, em caso de interrupção na comunicação sem fio, e um sistema de alimentação constituído

por baterias de íons de lítio de 3,7 V e 2,7 Ah, que permitia até três semanas ininterruptas de gravações.

A aquisição dos dados eletromiográficos é realizada continuamente a uma taxa de 10 Hz e então estes são transmitidos em forma bruta (RAW) por meio de um sistema sem-fio bidirecional operando em 2,4 GHz, com alcance de até 100 metros (BITSz Engineering, 2015).

Os dados são recebidos em um *software* que disponibiliza gráficos tempo *versus* amplitude do sinal EMG. Por meio de uma análise visual desses gráficos o sinal é classificado manualmente pelos pesquisadores. A falta de um *software* que possibilite automatizar esse processo de classificação a é tratado pelo autor como a principal limitação atual dos sistemas baseado em eletromiografia.

O terceiro e mais atual trabalho relacionado ao uso da técnica de EMG para o estudo de nutrição em ruminantes foi proposto nos trabalhos de Campos (2016) e Campos *et al.* (2016). O grande diferencial da proposta reside no fato de ser possível a estimativa do consumo, algo que dificilmente é conseguido com outros métodos e um feito inédito no campo da eletromiografia de superfície. Segundo Berchielli *et al.* (2006, p. 402) o consumo assume papel preponderante entre outros componentes da nutrição animal, visto que está associado aos níveis de nutrientes ingeridos e conseqüentemente sendo determinante no desempenho animal (CARVALHO *et al.*, 2007). Ademais o autor provou ser capaz de reconhecer alimentos ingeridos, reconhecimento entre atividade mastigatória e repouso, diferenciação entre ruminação e alimentação, reconhecimento da altura das pastagens. Isso não torna só esse trabalho pioneiro em EMG como evidencia as potencialidades que os métodos baseados nas técnicas EMG podem trazer.

Apesar de não ser um método automático, o autor faz uma série de operações sobre o sinal, como filtragem, retificação e média móvel. Posteriormente o sinal é segmentado, são determinados o período de atividade de mastigação e a contagem e frequência de mastigação. Por fim, atributos de interesse são extraídos para alimentar uma rede neural artificial (RNA) que permite realizar a classificação de padrões de mastigação.

Apesar do ineditismo, principalmente em termos das metodologias adotadas para o tratamento do sinal, o sistema de aquisição por si só apresenta algumas limitações. Como mostrado na Figura 12, a aquisição é composta de eletrodos de superfície conectados por meio de um cabo apropriado a um sistema de instrumentação e aquisição de sinais. Esse sistema é na verdade um conjunto de avaliação ADS1298 desenvolvido e comercializado pela Texas Instruments. Ele acompanha um *software* de avaliação que permite configurar o dispositivo e adquirir os sinais,

que podem ser exportados em forma digital para análise e pós-processamento. Infelizmente uma das limitações desse programa é que o sinal não pode ser visualizado em tempo real, somente após o encerramento do processo de aquisição. O sistema de aquisição precisa permanecer conectado durante todo o tempo a um computador o que torna impossível o estudo de animais em pastejo.

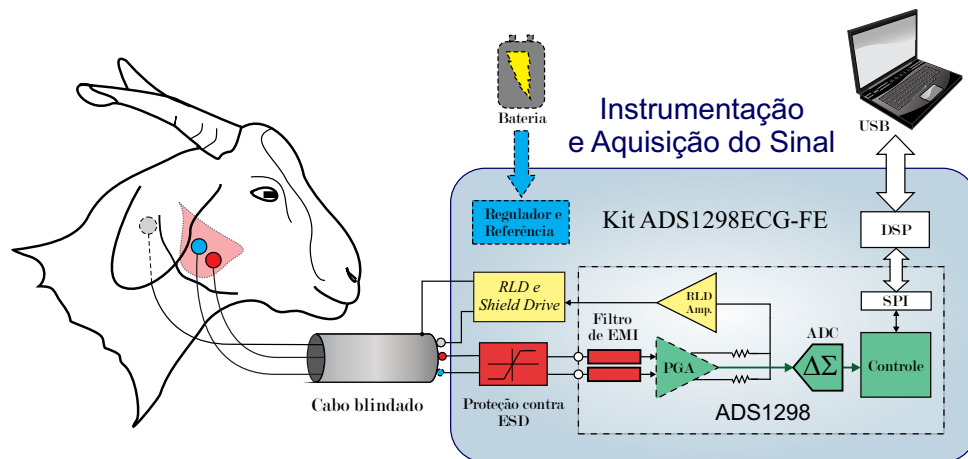


Figura 12 – Sistema de aquisição sEMG utilizado por Campos.
Fonte: Campos (2016).

Campos (2016) mostrou que a técnica por eletromiografia pode ser muito promissora. É de fato um método não-invasivo e portanto não há quaisquer tipo de prejuízo ao animal. Ademais, adquirir sinais por meio de sEMG (*surface Electromyography*) é relativamente simples e não envolve partes mecânicas. E justamente visualizando essas características é que esse trabalho de conclusão de curso entra em cena, no sentido de complementar o trabalho desenvolvido por Campos (2016) provendo uma melhoria em termos de conectividade no sistema de aquisição de dados de forma que seja possível armazenar os dados em uma unidade de memória e permitindo que os dados sejam visualizados através de uma conexão sem fio. Assim seria possível realizar estudos com animais em pastejo, algo que até então ficava limitado a animais estabulados e presos a um cabo.

2.2 FUNDAMENTOS DA ELETROMIOGRAFIA

Essa subseção é dedicada ao estudo dos fundamentos da eletromiografia. Apesar de ser um tema muito amplo, o objetivo principal é introduzir os principais tópicos necessários para compreender a eletromiografia à nível conceitual. Inicialmente será formalizada a definição de eletromiografia e discutido a respeito de como se originam esses biopotenciais e como eles se

apresentam. Na sequência será descrita a relação de eletromiografia com o músculo masseter no contexto de animais ruminantes. Por fim serão explorados alguns tópicos envolvidos na aquisição e instrumentação desse tipo de sinal.

2.2.1 BASES FISIOLÓGICAS

Em termos gerais, a eletromiografia é uma técnica destinada ao estudo dos fenômenos bioelétricos que ocorrem nas fibras musculares durante a atividade muscular (MERLETTI; PARKER, 2004). Entretanto, para que seja possível assegurar que medições desse tipo de biopotencial sejam representativas é necessário conhecer um pouco mais a fundo a sua origem.

O entendimento da eletromiografia começa pela compreensão da fisiologia do sistema neuromuscular, que é um tema complexo, envolvendo conceitos de biologia molecular e reações químicas, porém aqui será descrito de maneira mais conceitual. Um bom ponto de partida para compreender a base desse sistema é conhecendo uma unidade funcional denominada Unidade Motora (UM). Ela é descrita por Sherrington (1906) como a composição de um único motoneurônio e uma ou mais fibras musculares por ele inervadas.

Um motoneurônio ou neurônio motor é uma célula nervosa, cuja representação simplificada é apresentada na Figura 13(a). Ele se origina na medula espinhal, sendo composta de um corpo celular com ramificações denominadas *dendritos* e de um prolongamento chamado de *axônio*. Entre os motoneurônios, existem regiões ativas denominadas *sinapses*, onde atuam agentes químicos neurotransmissores, em especial a acetilcolina, que transmitem impulsos nervosos na forma de estímulos elétricos entre as células nervosas. Os dendritos atuam como “terminal de entrada” para esses impulsos, conduzindo-os para o corpo do motoneurônio que por fim transmite ao axônio. Este último possui terminais que se conectam as fibras musculares, como mostrado na Figura 13(b) (LODISH *et al.*, 2000). Essa região é chamada por vezes de junção neuromuscular ou junção mioneural, e daí já se tem uma ideia do porque o nome eletromiografia.

Existe mais de um tipo de motoneurônio (MERLETTI; PARKER, 2004), todavia, quando se refere a produção de movimento e força muscular, está se falando especificamente do motoneurônio- α (HAMMERSTAD, 2007). Quando um impulso nervoso chega ao axônio, ali ocorre uma despolarização que resultará em um potencial de ação na célula.

O tecido muscular está mergulhado em um meio iônico e as células vivas do tecido são recobertas por uma membrana denominada *sarcolema*. No exterior da membrana existe uma alta concentração de íons de sódio Na^+ e uma fraca concentração de íons de potássio K^+ ,

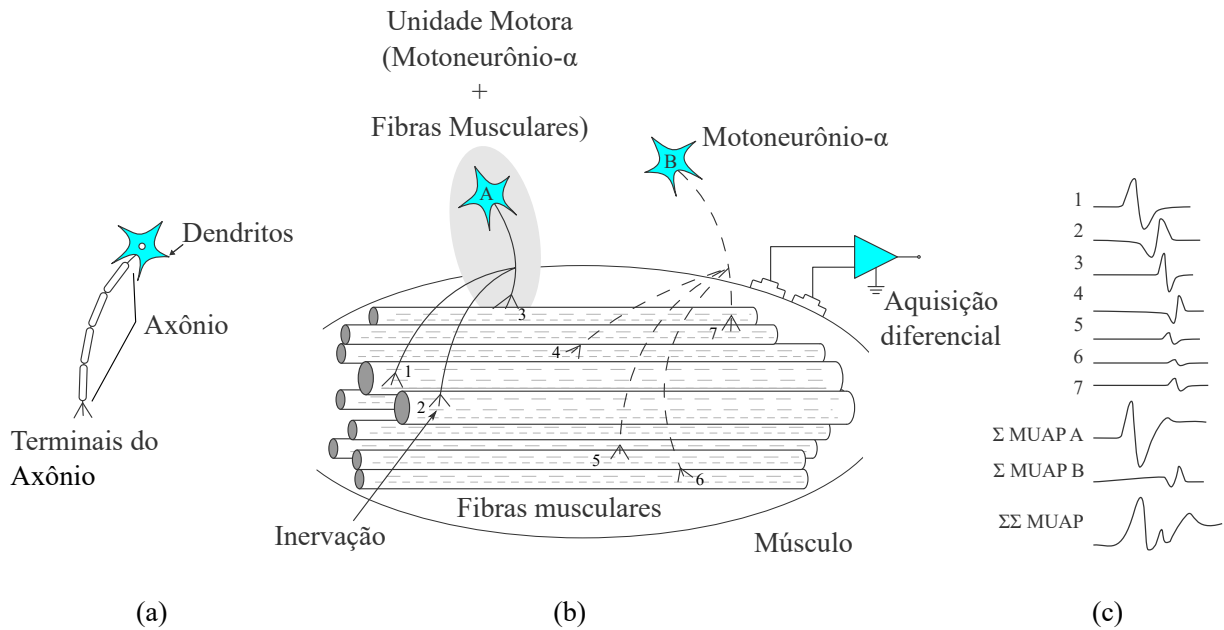


Figura 13 – Representação da unidade motora. (a) Diagrama simplificado de um motoneurônio- α . (b) Unidades motoras com diferentes taxas de inervação (c) Potencial de ação produzido pelas unidades motoras.

Fonte: Autoria própria.

enquanto no interior da membrana existe uma alta concentração de íons de potássio K^+ e uma fraca concentração de íons de sódio Na^+ , estabelecendo-se assim um gradiente de tensão através da membrana. Quando a fibra muscular é despolarizada pelo motoneurônio- α , o potencial da membrana reage produzindo uma resposta conhecida como potencial de ação da fibra muscular (MFAP). Esse potencial percorre toda a fibra muscular em ambos os sentidos a partir da junção neuromuscular (KAMEN; GABRIEL, 2010). A forma desse sinal é apresentada na Figura 13(c). Note que os números indicam o MFAP de cada fibra muscular individualmente. O tempo de duração da MFAP e a amplitude dependem de um conjunto de fatores como, o diâmetro da fibra, o tipo de fibra, comprimento e morfologia muscular, entre outras (KAMEN; GABRIEL, 2010).

Entretanto, ao utilizar um eletrodo para adquirir esse sinal é impossível obter os MFAPs individualmente. O que realmente é possível observar é uma superposição espaço-temporal das contribuições das MFAPs de uma MU. A essas superposições de sinais é dado o nome de *potencial de ação da unidade motora* (MUAP) (De Luca, 1979).

Enquanto a contração da musculatura estiver sendo solicitada, o sistema nervoso central ativa as MU's repetidamente, produzindo um trem de MUAP's (De Luca, 1979), conhecidos como *trem de potencial de ação da unidade motora* (MUAPT).

O sinal EMG bruto é então definido com a soma de MUAPT's das m MU's em adição a um ruído Gaussiano, representando um ruído de fundo ou do processo de instrumentação. Assim, o sinal EMG pode ser modelado matematicamente por meio da Equação 1.

$$\text{EMG}(t) = \sum_{m=1}^{N_m} \text{MUAPT}_m(t) + n(t) \quad (1)$$

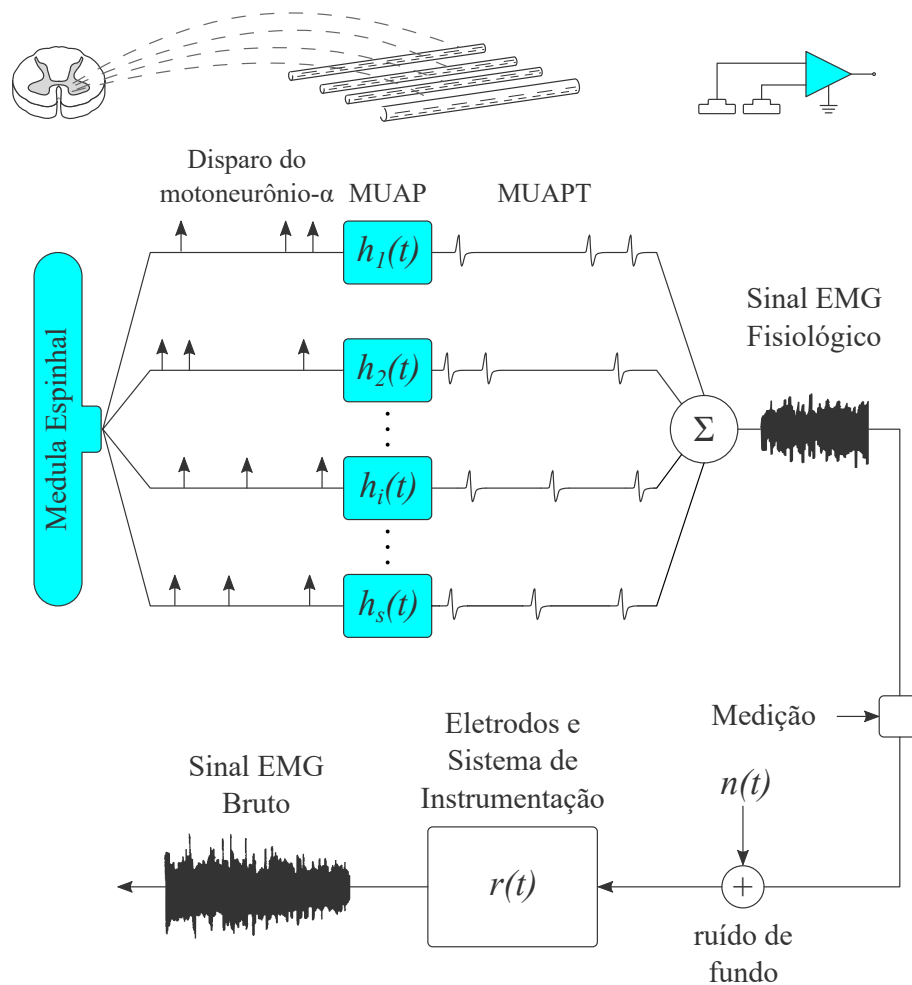


Figura 14 – Representação esquemática da geração do sinal eletromiográfico.
Fonte: Baseado em De Luca (1979).

A Figura 14 resume a discussão sobre a geração de um sinal EMG, enquanto a Figura 15 ilustra um sinal EMG bruto real obtido a partir do músculo masseter de um caprino durante a mastigação.

⁴Os dados utilizados para plotar o sinal foram gentilmente cedidos pelo Prof. M.Sc. Daniel Prado de Campos.

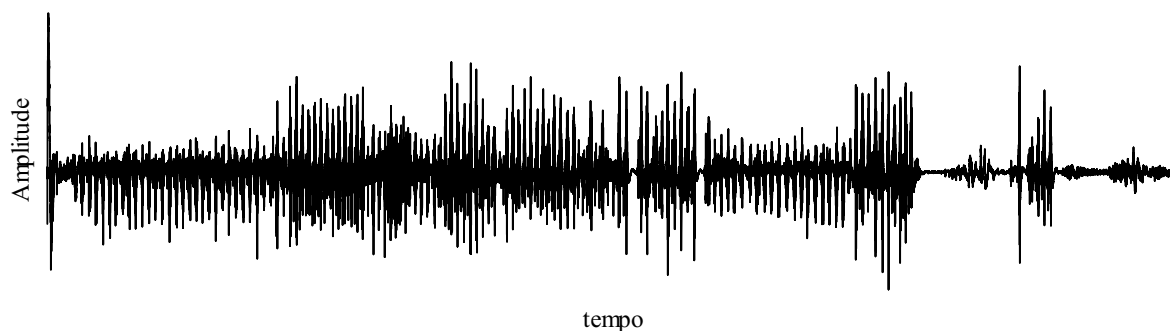


Figura 15 – Aspecto de um segmento de sinal sEMG obtido do músculo masseter de um caprino, adquirido com uma taxa de amostragem de 1 kSPS, após passar por um filtro rejeita faixa centrado em 60 Hz.

Fonte: Autoria própria⁴.

2.2.2 ELETROMIOGRAFIA DO MÚSCULO MASSETER EM RUMINANTES

Por hora pode-se estar questionando o motivo pela qual o músculo masseter é geralmente o escolhido, dentre outros músculos responsáveis pela mastigação, como por exemplo, o músculo temporal. O fato é que nos herbívoros o músculo masseter é o principal músculo mastigatório, sendo o mais forte, superficial e o que possui maior área de seção transversal. Por apresentar essas características foi o motivo de escolha de Büchel e Sundrum (2014). Isso é muito fácil de ser visualizado. Na Figura 16 é mostrado um desenho da vista lateral do crânio de uma alpaca, muito semelhante morfológicamente a de um caprino (WILLIAMS *et al.*, 2007). Como pode-se notar, a proporção da dimensão do músculo masseter em relação a dimensão total do crânio do animal não deixa dúvidas sobre a predominância da atividade desse músculo.

Ademais, existem diversos trabalhos envolvendo o músculo masseter em herbívoros na qual a técnica de EMG é aplicada. Williams *et al.* (2007) investigou a coordenação dos músculos do maxilar durante a mastigação, fazendo um comparativo entre as caprinos, alpacas e cavalos. O autor relata que tentativas de registrar o sinal eletromiográfico em caprinos utilizando o músculo temporal anterior resultaram em sinais com significativos artefatos de movimento, dificultando o estudo.

2.2.3 INSTRUMENTAÇÃO E AQUISIÇÃO EM EMG

Na Subseção 2.2.1 foi abordado sobre como são originados os sinais eletromiográficos. Foi discutido sobre os fatores fisiológicos que influenciam na amplitude e na frequência

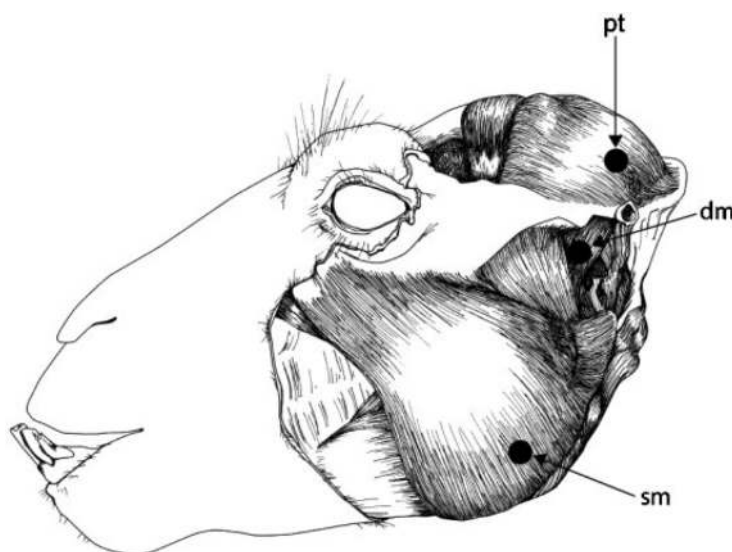


Figura 16 – Músculos mastigatórios de uma alpaca. (sm) é o masseter superficial e (dm) o masseter profundo.

Fonte: Williams *et al.* (2007).

do sinal, porém não foi introduzida nenhuma característica quantitativa a respeito desses parâmetros. Em geral, esse tipo de sinal se caracteriza por pequenas amplitudes, que podem variar aproximadamente entre 1 a 10 milivolts (THAKOR, 1999), exigindo a necessidade de que seja amplificado para que possa ser adequadamente registrado (PRUTCHI; NORRIS, 2004). Já a largura de banda de um sinal EMG compreende a faixa que vai de 20 a 2000 Hz (THAKOR, 1999). Entretanto, essa informação diverge entre os autores. Bischoff *et al.* (1999) afirma que a faixa de interesse do sinal eletromiográfico está compreendida entre 2 Hz a 10 kHz, porém Kamen e Gabriel (2010) explica que a frequência de limite superior pode variar de acordo com o tamanho e a função do músculo a ser avaliado, mas em geral, há pouca potência nas componentes de frequência acima de 500 Hz (KAMEN; GABRIEL, 2010).

Uma vez estabelecida as características do sinal EMG que pretende-se adquirir é necessário empregar um circuito de instrumentação e aquisição apropriado para obter um sinal eletromiográfico representativo. Fundamentalmente a aquisição requer eletrodos e amplificadores de sinal (BISCHOFF *et al.*, 1999; KAMEN; GABRIEL, 2010; TÜRKER, 1993). A Figura 17 ilustra uma configuração típica de um sistema básico de aquisição para EMG, constituído de eletrodos, proteção contra descargas eletrostáticas (ESD), filtro contra interferência eletromagnética (EMI), amplificador de instrumentação com ganho programável (PGA), *Right-Leg Drive* (RLD) e *Shield Drive*.

A aquisição dos sinais EMG inicia-se por meio de eletrodos específicos para captura de

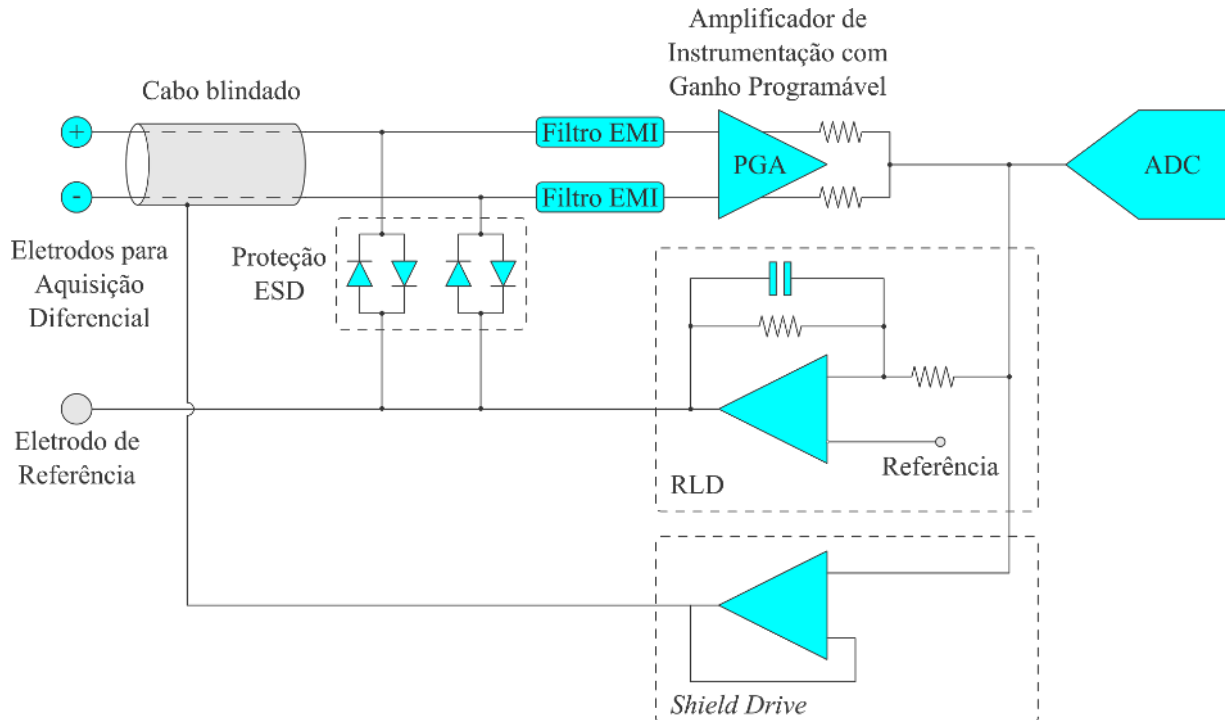


Figura 17 – Sistema básico de instrumentação e aquisição de sinais de eletromiografia.
Fonte: Autoria própria.

biopotenciais. Em suma, existem dois tipos de eletrodos – Eletrodos de superfície e intramuscular. Quando os sinais são obtidos por meio de eletrodos de superfície a técnica é conhecida como sEMG. Já quando feito com eletrodos intramusculares, é denominado de iEMG. Os eletrodos intramusculares são constituídos de finas agulhas que permitem estudar músculos mais profundos ou acessar uma MU em específico que se tenha interesse. Já eletrodos de superfície cobrem uma região muscular maior, ou seja, abrange a atividade de um grupo maior de unidades motoras. Em sEMG geralmente são utilizados eletrodos de Ag/AgCl (KAMEN; GABRIEL, 2010).

O corpo humano atua como uma espécie de antena para a radiação eletromagnética presente no ambiente, devido ao acoplamento capacitivo entre os amplificadores e a radiação eletromagnética presente nas imediações. A principal fonte é a radiação das linhas de transmissão, que geram ondas de 50/60-Hz (KAMEN; GABRIEL, 2010; PRUTCHI; NORRIS, 2004). Ao adquirir um sinal EMG, os eletrodos acabam inerentemente adquirindo essa fonte de ruído que, por sua vez, contamina o sinal resultante. Entretanto, como o mesmo ruído, com a mesma amplitude, está presente em ambos os eletrodos, ele é “visualizado” por ambas as entradas do amplificador de instrumentação, o que se chama de *signal de modo comum*. Como o amplificador de instrumentação opera no modo diferencial, ele tem por função subtrair o sinal de modo

comum, em outras palavras, atenuar o ruído e ao mesmo tempo amplificar o sinal desejado, que nesse caso é o sinal biológico (KAMEN; GABRIEL, 2010; BISCHOFF *et al.*, 1999).

Não basta apenas utilizar um amplificador diferencial qualquer na instrumentação de EMG, é necessário que ele possua algumas características específicas para que o sinal obtido seja representativo. A principal é a taxa de rejeição em modo comum (CMRR), que para EMG deve ser alta, algo da ordem de 10000:1, 100000:1, ou mais (KAMEN; GABRIEL, 2010). O CMRR se refere a capacidade do amplificador em rejeitar sinais de modo comum (BISCHOFF *et al.*, 1999; PRUTCHI; NORRIS, 2004). É dependente da frequência e geralmente é dado para a frequência de 50 Hz, nesse caso, algo como 90 dB (BISCHOFF *et al.*, 1999).

Outra característica necessária é o que o amplificador possua elevada impedância de entrada. O músculo pode ser considerado como uma fonte de tensão que produz sinais de amplitude muito baixa, o que ainda é atenuado pela impedância da pele e do eletrodo. Uma baixa impedância de entrada significaria uma atenuação muito grande em um sinal que já possui amplitude muito pequena. De acordo com Kamen e Gabriel (2010), uma impedância de 10^9 ohms já é suficiente.

Outras considerações que devem ser levadas em conta é que o amplificador deve possuir baixa corrente de polarização e largura de banda compatível com as frequências do sinal de EMG que pretende-se adquirir (KAMEN; GABRIEL, 2010).

No diagrama apresentado na Figura 17 é possível notar que depois de cada eletrodo existe uma proteção do tipo ESD, que previne que descargas eletrostáticas provenientes do corpo danifiquem o circuito de instrumentação. Ela é constituída de dois diodos antiparalelos, e assim, na ocorrência de uma descarga a tensão de entrada para o circuito fica limitada a tensão de condução do diodo. É importante que a proteção suporte pelo menos 2000V (USAKLI, 2010). Ademais, é importante utilizar filtros EMI, que suprimem ruído de origem eletromagnética.

Para concluir a etapa de instrumentação, vale destacar os dois últimos circuitos mostrados na Figura 17 que ficam na saída do amplificador. O *Shield Drive* e o RLD. O primeiro é constituído de um *buffer* de tensão que tem como entrada o sinal de saída do amplificador. A saída do *buffer* é conectada a blindagem do cabo. Esse artifício é utilizado em instrumentação biomédica para prevenir interferências por ruídos nas entrada do sistema de instrumentação (PRUTCHI; NORRIS, 2004).

Caso a medição seja feita em um corpo em movimento, na qual não existe a possibilidade de se fazer um aterramento para estabelecer uma referência, é necessário encontrar uma

alternativa. O RLD é um circuito geralmente utilizado em eletrocardiograma (PRUTCHI; NORRIS, 2004), mas que pode ser usado em EMG para se criar uma referência (CAMPOS, 2016). Na verdade é constituído de um amplificador operacional que inverte o sinal de saída do amplificador diferencial e o aplica em algum ponto do corpo em que se deseje criar a referência, por meio de um eletrodo.

CAPÍTULO 3

MATERIAIS E MÉTODOS

Nesse capítulo será inicialmente apresentada uma visão geral do sistema proposto. Em seguida serão descritos os principais materiais utilizados para a implementação do sistema assim como a justificativa para a utilização de cada um. Por fim será descrita a metodologia adotada para a implementação do protótipo assim como os procedimentos adotados para avaliar o seu funcionamento.

3.1 DESCRIÇÃO DO SISTEMA

A metodologia é proposta no sentido de conceber o sistema ilustrado no diagrama simplificado da Figura 18, sendo este sistema dividido em dois grande blocos, constituídos pela **unidade de aquisição móvel** e a **estação de monitoramento**.

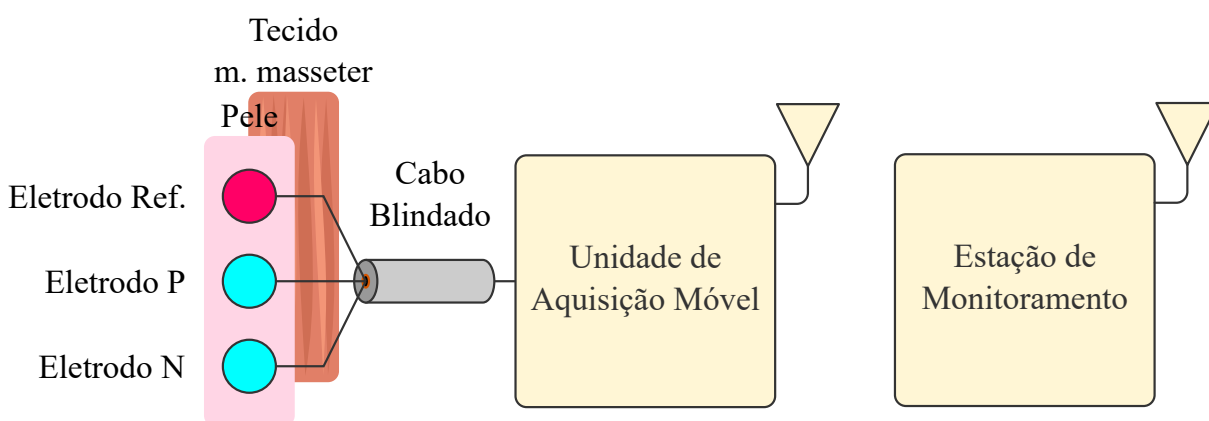


Figura 18 – Diagrama simplificado do sistema proposto, contendo uma unidade de aquisição móvel e uma estação de monitoramento.

A unidade de aquisição móvel deve ser portada por um animal de maneira semelhante ao apresentado no diagrama da Figura 19.

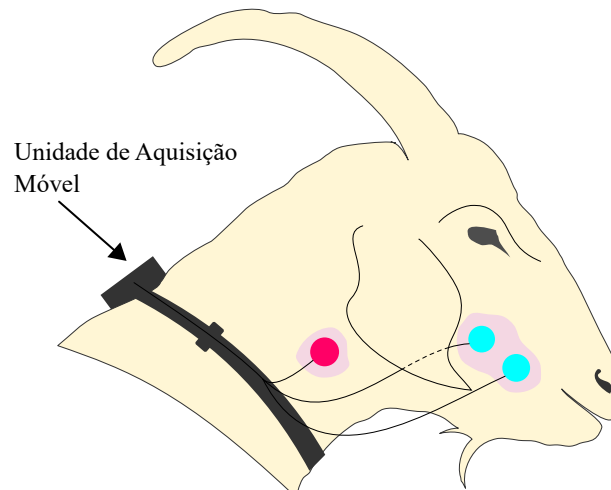


Figura 19 – Animal com eletrodos posicionados no músculo masseter, conectados a unidade de aquisição móvel.

Fonte: Autoria própria.

Já a Figura 20 apresenta o detalhamento em forma de um diagrama funcional, que caberá discussão até o final desse capítulo.

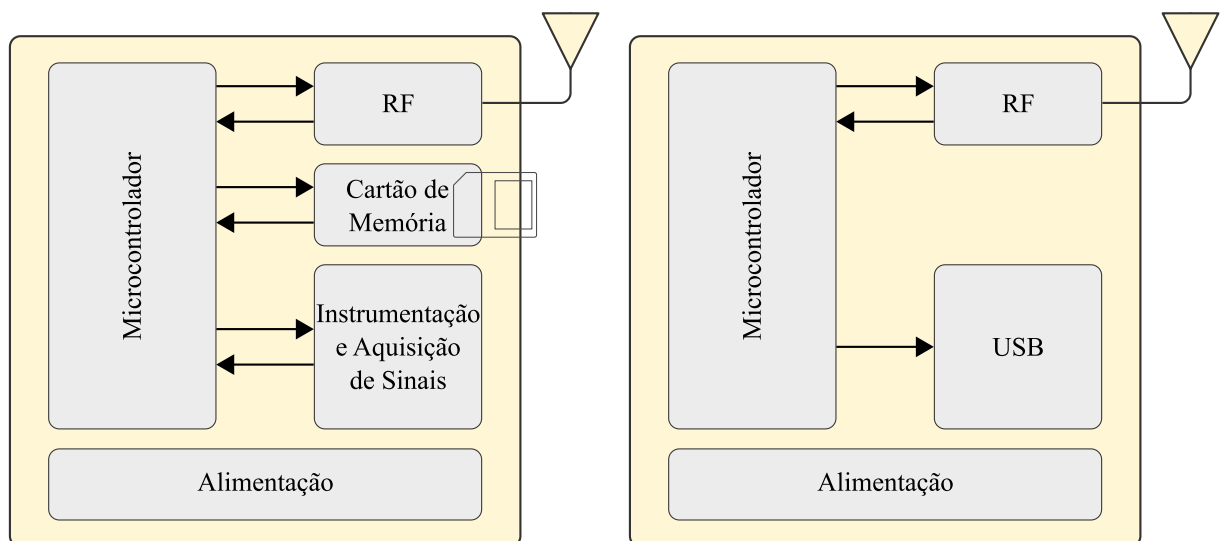


Figura 20 – Diagrama funcional do sistema de aquisição móvel e da estação de monitoramento.

Fonte: Autoria própria.

A unidade de aquisição móvel tem por função capturar os potenciais de ação gerados pelas fibras musculares durante a contração do músculo masseter, converter esses sinais analógicos para uma forma de representação digital, salvar esses dados em uma unidade de memória e posteriormente transmiti-los por meio de um sistema de comunicação sem fio.

A aquisição é feita por meio de três eletrodos de superfície de Ag/AgCl, dessa forma o procedimento é caracterizado como não invasivo. Dois eletrodos colocados em proximidade

na face do animal transferem os potenciais adquiridos para um circuito de instrumentação e aquisição de sinais, com entradas diferenciais. Isso faz com que que sinais comuns aos dois eletrodos sejam atenuados. O terceiro eletrodo é realimentado em uma região neutra, no pescoço do animal para estabelecer a referência, conforme discutido no Capítulo 2, Seção 2.2.

O sistema de instrumentação possui amplificadores de ganho programável. Então o sinal é amplificado e na sequência digitalizado, através de conversores delta-sigma de 24 bits. Um módulo cartão de memória possibilita que os dados sejam armazenados em um arquivo com formato apropriado para que posteriormente possam ser facilmente descarregados em um computador pessoal. Por fim um módulo de comunicação sem fio transmite os dados adquiridos para a estação de monitoramento.

Na outra ponta, a estação de monitoramento tem por função aceitar os pacotes de dados transmitidos pela unidade de aquisição de móvel e transferir para um computador pessoal por meio de um cabo USB.

A unidade de aquisição móvel é alimentada por meio de baterias de lítio-íon, de 7,4 V e 3000 mAh. Já a estação de monitoramento utiliza a alimentação da USB do computador em que estiver conectada.

O sistema desenvolvido foi projetado para estabelecer comunicação com apenas um nó, devido a limitação de taxa de dados e simplicidade de protocolo de comunicação. Entretanto, existem pretensões futuras de melhorar o sistema para permitir múltiplos nós. Essa entre outras melhorias serão melhor discutidas posteriormente no Capítulo 5.

Em termos de *software* os dispositivos são geridos por um sistema operacional de tempo real (RTOS). Isso não só facilita mas como acelera o tempo de desenvolvimento, pois assim é possível organizar o código em tarefas específicas com determinados níveis prioridades e então o uso dos recursos e o gerenciamento de tempo fica a cargo do RTOS. Ademais, Denardin (2012) afirma que a integração de protocolos de comunicação a um RTOS traz grandes benefícios visto que oferecem recursos de gerenciamento de tempo, sincronização e filas de mensagens. Dessa forma, é possível armazenar pacotes recebidos pelo RF em filas, liberando o rádio para receber ou enviar novos dados. Já os dados armazenados na fila podem ser processados em tarefas de menor prioridade.

3.2 MATERIAIS

Apresentado o sistema de forma genérica, serão detalhados os materiais utilizados para compor os blocos apresentados na Figura 20.

3.2.1 INSTRUMENTAÇÃO E AQUISIÇÃO DE SINAIS BIOMÉDICOS

O bloco de instrumentação e aquisição de sinais apresentado na Figura 20 é um ADS1298; um *front-end* de baixo consumo designado para a medição de biopotenciais. É composto de conversores analógico-digital delta-sigma ($\Delta\Sigma$) de 24 bits, multicanal, com amostragem simultânea, amplificadores de ganho de programável (PGAs), referência interna e oscilador *onboard*. Cada canal do ADS1298 possui um MUX que possibilita conectar, de forma independente, além de sinais externos, sinais gerados internamente que podem ser utilizados para teste e calibração, sinais de temperatura e detecção *lead-off*¹. A taxa de dados pode variar entre 256 SPS até 32 kSPS. A interface digital é composta de uma unidade de controle e interface de comunicação compatível com SPI™.

A Figura 21 apresenta um diagrama esquemático simplificado do ADS1298. Já a Tabela 1 reúne as principais características e recursos apresentados pelo ADS1298.

Tabela 1 – Quadro resumo das principais características e recursos do conversor ADS1298. Fonte: Autoria própria³.

Parâmetro	Características
Consumo	0,75mW/canal
Taxa de dados	250 SPS até 32 kSPS
Input-Referred Noise	$4\mu V_{pp}$ (150Hz BW, G = 6)
CMRR	-115dB
Ganho programável	1, 2, 3, 4, 6, 8, ou 12
Referência interna programável	2,4 ou 4 V
Níveis de quantização	24, 19 ou 17 bits
Outro parâmetros	8 PGAs (<i>baixo ruído</i>) e 8 ADCs (<i>alta resolução</i>)
Oscilador interno	2,048 MHz
Outros recursos	<i>Righ Leg Drive Amplifier, Lead-Off Detection, Wilson Central Terminal, Pace Detection, Sinais de Teste.</i>

¹Verifica se determinado eletrodo está apropriadamente conectado (CALABRIA, 2015).

³Informações obtidas a partir de Texas Instruments (2015a).

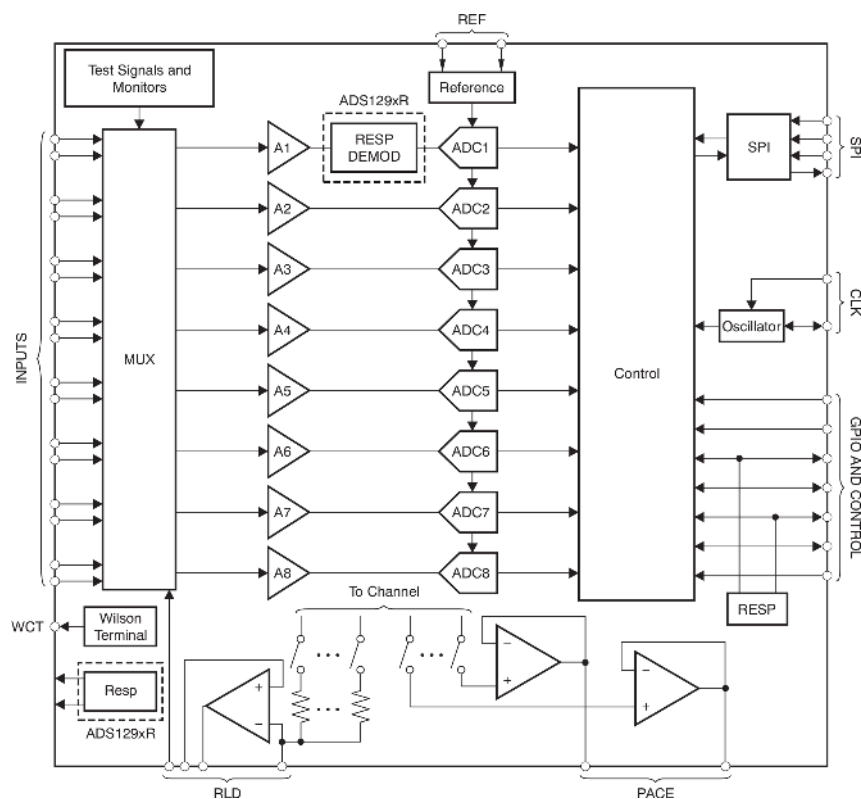


Figura 21 – Diagrama esquemático simplificado do ADS1298.
Fonte: Texas Instruments (2015a).

Este conversor é primariamente designado para aplicações envolvendo eletrocardiograma (ECG) e eletroencefalograma (EEG) (Texas Instruments, 2015a), sendo então adequado para a medição de bipotenciais, porém pode normalmente ser utilizado para medição de sinais EMG (HANYIK *et al.*, ; ORSTBERG; JOSEFSSON, 2011; HENDRICK, 2011; DUAN *et al.*, 2012). A facilidade de uso desse conversor alinhado as suas funcionalidades, tamanho reduzido e integração em um único circuito, tem sido motivo de adoção por diversos pesquisadores ao redor do mundo em aplicações de aquisição e digitalização de sinais biomédicos, sejam eles sinais ECG, EEG ou EMG. Em especial aos sinais EMG, são vários os trabalhos encontrados na literatura que vêm fazendo o uso deste conversor a exemplos dos seguintes autores (CAMPOS *et al.*, 2016; KEIL, 2014; ZHANG *et al.*, 2012; DUAN *et al.*, 2012; ORSTBERG; JOSEFSSON, 2011; MISGELD *et al.*, 2016; FREED *et al.*, 2011; BALOUCHESTANI; KRISHNAN, 2014; LU *et al.*, 2015) e por esses mesmos motivos, entre outros, como o baixo consumo e a presença do recurso RLD, que permite melhorar a qualidade da aquisição de sinal, foi escolhido para compor a ferramenta desenvolvida nesse trabalho.

Neste trabalho foi utilizado o conjunto de desenvolvimento da Texas Instruments, ADS1298 ECG *front-end performance demonstration kit*, mostrado na Figura 22. Este con-

junto é constituído de uma placa de aquisição de sinais biológicos e de uma placa mãe (MMB0). Elas estão ligadas por meio de conectores, e portanto podem ser separadas. A placa mãe, dispõe de um DSP, regulação de tensão para o ADS1298 (ORSTBERG; JOSEFSSON, 2011) e uma conexão USB que permite transferir os dados digitalizados para um computador utilizando um *software* da própria Texas Instruments (Texas Instruments, 2012). Contudo, a MMB0 não compõe o sistema final e sim um microcontrolador em sua substituição.

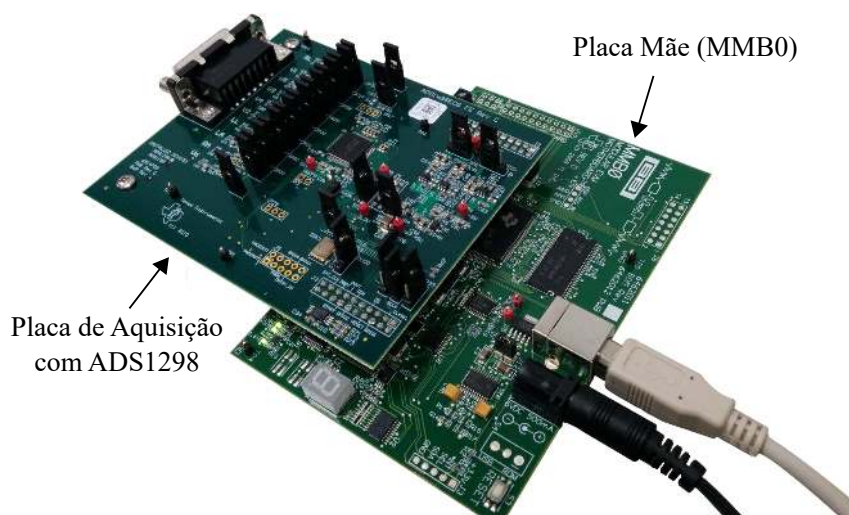


Figura 22 – Conjunto de avaliação ADS1298ECGFE-PDK.
Fonte: Adaptado de Cooper⁵.

3.2.2 ELETRODOS

Os sinais sEMG foram obtidos por meio de eletrodos descartáveis de Ag/AgCl 3M™ Red Dot™ Monitoring Electrode (2223). Esse modelo é indicado para uso de curto prazo e em sistemas de telemetria. Pelo fato de ser um eletrodo de superfície, é colado sobre a pele.

3.2.3 COMUNICAÇÃO SEM FIO

Para a comunicação sem fio foram utilizados módulos inAir9B desenvolvidos pela Modtronix Engineering (AUS), que possuem como base o chip SX1276 da Semtech Corp. Esse SX1276 é um circuito de radiofrequência, da categoria Sub 1-GHz, que pode ser configurado para operar nas bandas de 868 (EU) ou 915 MHz (US) que dispõe de duas possibilidades de modulação – a tradicional FSK (*Frequency-Shift Keying*) e a LoRa™ (*Long Range*), sendo esta

⁵https://e2e.ti.com/support/data_converters/precision_data_converters/f/73/t/486570

ultima uma técnica de modulação *spread spectrum* proprietário da fabricante do circuito integrado (Semtech Corporation, 2015).



Figura 23 – Módulo inAir9B da Modtronix, com circuito integrado SX1276 da Semtech Corp.

Fonte: Modtronix⁷.

A modulação LoRa[™] utiliza a mesma arquitetura de RF que o FSK, por isso é possível ter as duas no mesmo circuito integrado. Entretanto a LoRa promete maior alcance e melhor imunidade a interferências do que a FSK, sendo capaz de demodular sinais 20 dB abaixo do piso de ruído (“*noise floor*”) (SCHMIDBAUER, 2014).

No Brasil, a faixa de 902 MHz a 928 MHz se enquadra na banda ISM (*Industrial, Scientific and Medical*), assim, a estação é dispensada de necessidade de licenciamento e autorização na ANATEL (Agência Nacional de Telecomunicações), desde que atenda aos regimentos do Regulamento sobre Equipamentos de Radiocomunicação de Radiação Restrita (ANATEL, 2008). Entretanto, equipamentos que fazem uso do espectro de RF estão sujeitos a homologação pela Anatel (BRASIL, 1997; ANATEL, 2000).

Esse rádio implementa apenas a camada física, sendo compatível com o padrão IEEE 802.15.4g. A carga máxima (*payload*) é de 255 octetos. A interface de comunicação é através de SPI, com frequência máxima de 10 MHz. A sensibilidade, o alcance e a taxa de transmissão dependem de uma combinação entre SF (Fator Espalhamento), BW (Largura de Banda) e CR (Taxa de Codificação), parâmetros da modulação LoRa⁸. A combinação desses três parâmetros permite obter uma taxa máxima de transmissão de 37,5 kbps. Em termos de potência de transmissão, é possível configurar entre 2 e 20 dBm (Semtech Corporation, 2015).

⁷Disponível em: http://modtronix.com/images/detailed/1/inair9_w_and_wo_shield2.jpg.

⁸Alguns parâmetros da modulação LoRa, bem como a relação deles com relação ao alcance e taxa de transferência, são explicado no Apêndice A.

A modulação LoRa[™] foi desenvolvida para ter bom alcance em regiões metropolitanas, onde existem um grande número de obstáculos. De acordo com o fabricante, o alcance pode chegar a 15 km (SCHMIDBAUER, 2014). Uma publicação recente foi capaz de mostrar que esse chip configurado com SF 10, BW 250 KHz e CR 4/6, o que permite uma transmissão teórica de 1627.6 bps, foi capaz de enviar 1000 pacotes de 100 bytes a uma distância de 6 km sem que houvesse qualquer perda de pacotes. Já no modo FSK, com taxa de transferência de 100 kbps, o mesmo RF foi capaz de transmitir 1000 pacotes de apenas 16 bytes por 276 m sem perdas (AREF; SIKORA, 2014). Outros testes foram capazes de conseguir um alcance de 21,6 km sem obstáculos e 1,5 km em ambientes urbanos (LIBELIUM, 2016). O alcance é sem dúvida o motivo da escolha desse módulo, visto que apenas dois módulos são suficientes para estabelecer comunicação ponto a ponto, permitindo monitorar um animal em uma extensa área de pastejo.

A antena utilizada em conjunto com o módulo de radio frequência para a comunicação *wireless* é mostrada na Fig. (24). Esta é uma antena de 1/4 de onda designada para comunicações efetuadas em 890–960 MHz com frequência de centro em 915 MHz. Além do mais, possui um ganho de 2 dBi, polarização vertical e impedância de 50 ohms (Modtronix Engineering, 2015).



Figura 24 – Antena modelo ANT-RA57-915, 915MHz, 1/4 de onda, 2dBi com conector SMA macho.

Fonte: Modtronix¹⁰.

3.2.4 CONTROLE E PROCESSAMENTO

O microcontrolador utilizado, tanto na unidade de aquisição quanto na estação de monitoramento, foi um MSP432, por meio do *kit* de desenvolvimento *Launchpad* MSP-EXP432P401R da Texas Instruments, mostrado na Figura 25. Na unidade de aquisição móvel, o MSP432 substitui a placa mão MMB0 do conjunto de avaliação do ADS1298.

¹⁰Disponível em: http://modtronix.com/images/detailed/1/ant-ra57_a0b9-j6.jpg.

¹²Disponível em: <http://www.ti.com/ww/en/launchpad/img/launchpad-msp432-thumb2.jpg>. Acesso em mai. 2016.

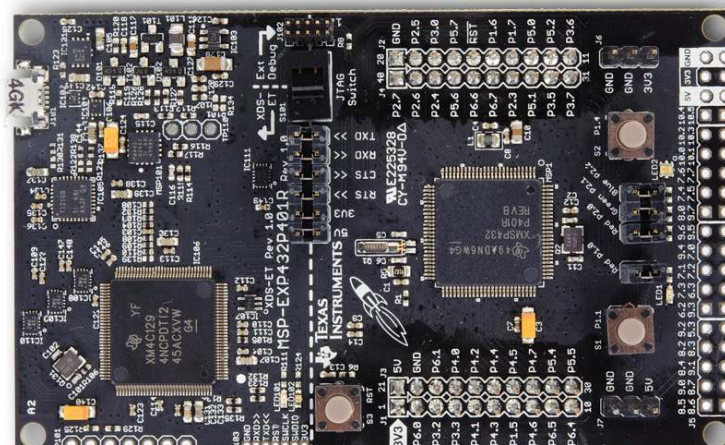


Figura 25 – Kit de desenvolvimento Launchpad MSP-EXP432P401R da Texas Instruments.

Fonte: Texas Instruments¹².

O MSP432™ é um microcontrolador com CPU ARM® Cortex®–M4F de 32 bits com 256KB de memória *Flash* 64KB de memória SRAM e frequência máxima de *clock* de 48 MHz. Além disso possui unidade de ponto flutuante (FPU) e capacidades de DSP (Digital Signal Processor). Em termos de periféricos, esse microcontrolador oferece os três necessários, que abrangem interfaces de comunicação serial SPI e UART e um relógio de tempo real (RTC). Apesar de ter sido lançado no primeiro trimestre de 2015 (Texas Instruments, 2015b), já tem sido aplicado em pesquisas que envolvem aquisição e processamento de sinais biomédicos (GIRHEPUNJE; CHEDE, 2015).

A proposta do MSP432 é um *trade-off* entre necessidade de desempenho e baixo consumo. Em modo ativo seu consumo é de 95uA/MHz e em *standby* 850nA (incluindo o RTC). Além disso, oferece duas opções de alimentação – por meio de um LDO ou conversor CC-CC que promete maior eficiência em termos de consumo. Somando-se a isso, existem diversos modos *low-power* e osciladores internos que garantem menor consumo quando comparado ao uso de cristais externos (DANG; LELE, 2015). Nesse trabalho é necessário que o consumo seja o mais baixo possível, visto que é um sistema de aquisição de dados móvel e operado por meio de baterias.

Um estudo recente efetuado por Kühnel e Riemenschneider (2015) permitiu verificar a eficiência do MSP432 quando colocado a prova com outros microcontroladores rotulados como (*ultra-low-power*). Os autores do artigo submeteram vários microcontroladores ao teste

ULPBench™ da EEMBC¹³ que permite comparar o consumo de microcontroladores ULP. Nesse quesito o MSP432 ficou em segundo lugar entre os dispositivos submetidos ao teste, com uma pequena diferença para o primeiro colocado, o Atmel SAML21 com CPU ARM® Cortex®-M0+, como pode ser conferido no gráfico da Figura 26.

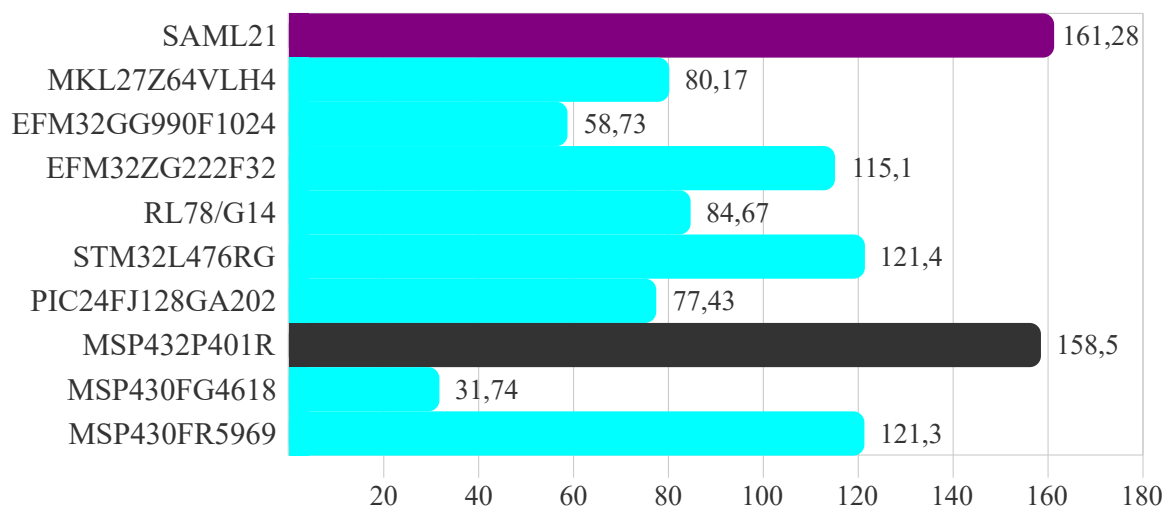


Figura 26 – Pontuação obtida pelos microcontroladores através do teste ULPBench™ da EEMBC.

Fonte: Autoria própria¹⁵.

Com base em tudo que foi exposto até aqui e levando em consideração as especificações, periféricos, ecossistema MSP (bibliotecas, *drivers*, *reference designs*, códigos de exemplo, notas de aplicação, suporte gratuito por meio do fórum e2e da TI) e disponibilidade de conjuntos de avaliação de baixíssimo custo, esse microcontrolador foi selecionado para compor o sistema desenvolvido nesse trabalho. Além disso, a quantidade de memória *Flash* e SRAM desse microcontrolador é suficiente para rodar um sistema operacional de tempo real com baixo *footprint* de memória.

A programação dos microcontroladores foi feita na ferramenta da própria Texas Instruments – O *Code Composer Studio™* (CCS), um ambiente de desenvolvimento integrado que suporta todos os microcontroladores da TI. Esse ambiente oferece um conjunto de ferramentas utilizada para desenvolver e depurar aplicações embarcadas, o que inclui compiladores C/C++, um editor de código, *debuggers*, entre outros recursos. Entre as opções de compiladores oferecidos, há o compilador da própria TI que possui limitação de 32 kB¹⁶ de tamanho de código e o GNU GCC. Este último utilizado como alternativa ao compilador da TI por ser de código

¹³ *Embedded Microprocessor Benchmarking Consortium.*

¹⁵ Dados obtidos a partir de Kühnel e Riemenschneider (2015).

¹⁶ Apenas para o MSP432.

aberto, possuir amplo número de usuários ativos e suporte da comunidade, mas sobretudo por não apresentar restrições em termos de tamanho de código.

3.2.5 SISTEMA OPERACIONAL

O sistema operacional de tempo real escolhido para gerir o sistema foi o FreeRTOS, visto sua popularidade, baixo *footprint* de memória, elevada quantidade de informações na *web*, códigos de exemplo, por ser muito bem documentado, gratuito e com uma API ampla e de fácil uso. Além disso ele atende a todos os recursos necessários, como gerenciamento de tempo, filas de mensagens, semáforos, mutexes, notificações e sincronização entre tarefas.

3.3 MÉTODOS

Essa seção trata inicialmente dos métodos adotados para o desenvolvimento da ferramenta proposta no início do capítulo. Primeiramente será abordado sobre como foi implementado o sistema de aquisição e como os dados foram armazenados. Essa primeira parte se restringe apenas a unidade de aquisição móvel. Adiante será tratado exclusivamente da parte de comunicação sem fio, abrangendo tanto a unidade de aquisição móvel como a estação de monitoramento. Na sequência é discutido sobre como a estação de monitoramento se comunica com o computador para a transferir os dados e como o usuário poderá visualizá-los. Por fim são delineados os procedimentos de testes para avaliar algumas características funcionais do sistema.

3.3.1 AQUISIÇÃO E REGISTRO DE SINAIS

Antes de descrever como o *software* foi desenvolvido, é importante apresentar as conexões efetuadas entre os dispositivos. Isso é a apresentado na Figura 27 e auxiliará na compressão da descrição do *software*.

O *software* do sistema é dividido em tarefas. Para compreender como o sistema funciona serão explicados como essas tarefas funcionam que componentes *software* elas integram como interagem entre si e com o *hardware*. Na unidade de aquisição móvel foram implementadas 6 tarefas significativas, enquanto na estação de monitoramento, 4 tarefas.

O registro dos dados eletromiográficos constitui uma das partes mais extensas desse trabalho. Para implementá-lo foi necessário desenvolver uma biblioteca para controlar as fun-

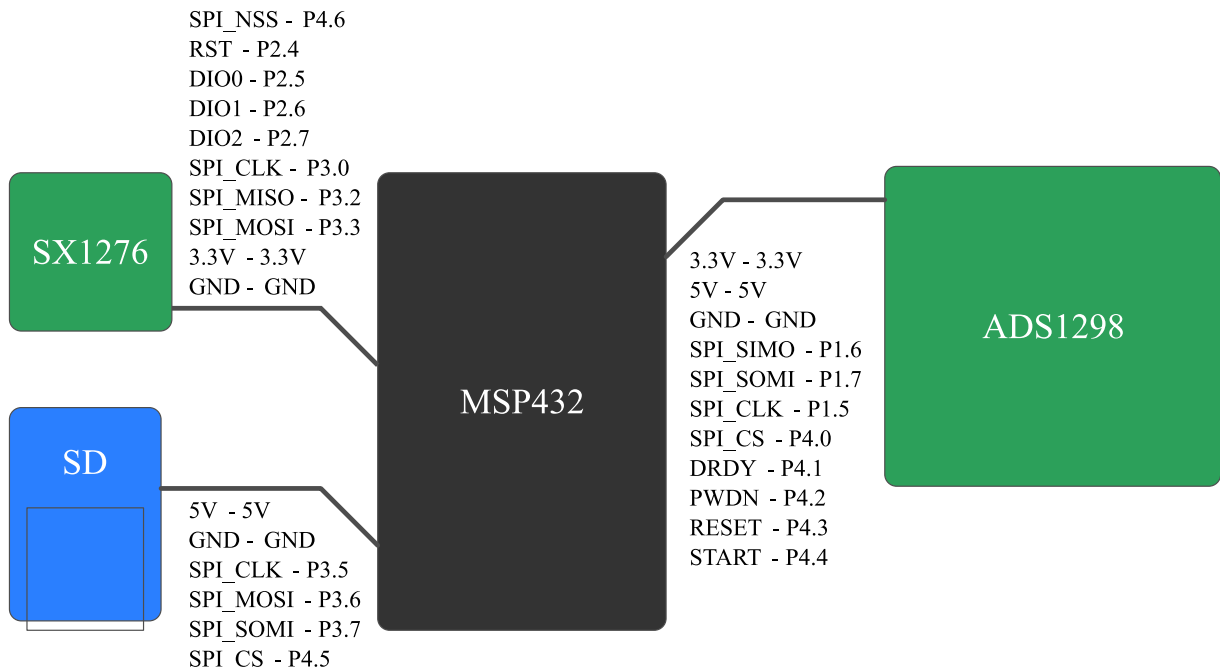


Figura 27 – Conexões entre os dispositivos e o microcontrolador.
Fonte: Autoria própria.

ções do ADS1298, utilizar a implementação de um sistema de arquivos, desenvolver um formato de arquivo para armazenar os dados eletromiográficos e implementar uma tarefa no RTOS para integrar esses recursos e conceber efetivamente o *data-logger*.

O ADS1298 possui uma interface compatível com SPI, e por meio dela é possível enviar comandos para alterar o estado operacional do ADS1298, alterar as configurações dos registradores e receber os dados convertidos.

Para poder usufruir dos principais benefícios desse *front-end* foi desenvolvida uma biblioteca em C para o compilador GNU GCC. A decisão de fazer uma biblioteca “*from scratch*” veio do fato da Texas Instruments não possuir qualquer implementação e ao mesmo tempo não existir nenhuma opção de terceiros disponível na *web*, que tivesse qualidade e fosse ao mesmo tempo de código aberto.

A estrutura de arquivos da biblioteca é mostrada na Figura 28. O núcleo é composto pelos arquivos `ads129x.h` e `ads129x.c`. Esses arquivos implementam um *driver* e ao mesmo tempo uma API que permite configurar o dispositivo com poucas linhas de código. Ela ainda conta com uma pasta com os cabeçalhos e códigos fonte dependentes de plataforma. Por hora apenas um “*port*” para MSP432 é disponibilizado.

O ADS1298 possui 25 registradores, os quais permitem configurar os canais de conversão, em termos de ganho, estado operacional, sinais de entrada, taxa de amostragem, funções do

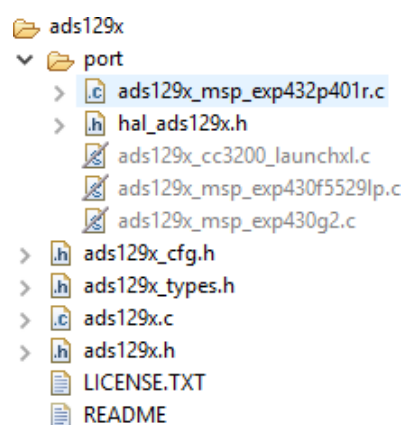


Figura 28 – Estrutura de arquivos da biblioteca ads129x.

Fonte: Autoria própria.

RLD, referência de tensão entre varias outras opções, porém isso tudo é abstraído pela biblioteca que possui funções de alto nível para realizar essas atividades.

Para registrar os dados do ADS1298 foi optado por utilizar um sistema de arquivos ao invés de gravar os dados brutos direto na unidade de memória. Um sistema de arquivos se refere a um sistema que gerencia dados em uma unidade de armazenamento, controlando como eles são gravados, organizados e lidos. Assim é possível criar arquivos dentro de um diretório lógico que podem ser facilmente reconhecidos por um sistema operacional ao conectar o cartão de memória em um computador pessoal, o que não seria trivial se os dados fossem gravados sem sistema de arquivos.

Entre as implementações existentes de sistema de arquivos para sistemas embarcados a mais difundida é a FatFs – *Generic FAT File System Module*, sendo esta uma implementação mais leve do sistema FAT32. Ela é distribuída com a licença FatFs, podendo ser usada livremente com ou sem modificações.

A FatFs é um *Middleware* e portanto é totalmente independente de dispositivos físicos, isto é, pode ser utilizada com qualquer dispositivo de memória, bastando prover *drivers* para o acesso de baixo nível a estes. Isso é ilustrado por meio da Figura 29.

Nesse trabalho era necessário um *driver* para acesso ao cartão de memória por meio da interface SPI do MSP432. No entanto, em se tratando de um microcontrolador novo não haviam implementações disponíveis para essa plataforma. Diante desse cenário, foi desenvolvido um *driver* de acesso de baixo nível utilizando como referência de implementação um *driver* de outro microcontrolador. Isso foi feito portando funções que fazem a interface entre a FatFs e o driver

¹⁸Disponível em: <http://elm-chan.org/fsw/ff/res/layers.png>

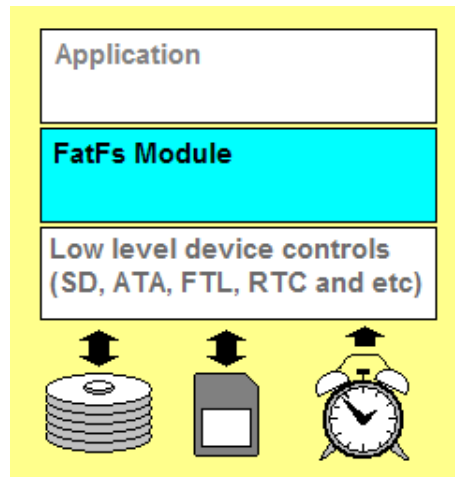


Figura 29 – Hierarquia de camadas envolvendo a FatFs.
Fonte: ChaN¹⁸.

do dispositivo físico.

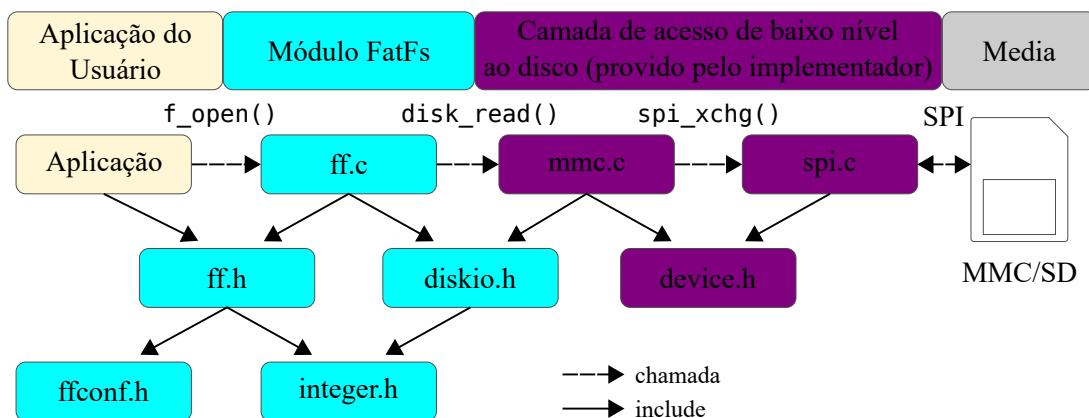


Figura 30 – Ligação entre as camadas envolvendo a FatFs. Os arquivos providos por esse projeto são os coloração roxa.
Fonte: Autoria própria.

Por fim foi desenvolvida uma micro API que integra os recursos do sistema operacional e da API da FatFs, deixando o código da tarefa de *data-logger* mais organizada e legível. Por exemplo, foi desenvolvida uma função que grava dados em formato binário no cartão de memória. Essa função de alto nível por si só, cria um objeto que atua como descritor de arquivos, abre o arquivo, grava os dados e ao final fecha o arquivo, utilizando a API da FatFs e recursos de exclusão mútua RTOS, para torná-la *Thread Safe*.

O armazenamento dos dados é feito em um formato desenvolvido propriamente para este trabalho. A inspiração veio do EDF (*European Data Format*), um formato aberto apresentado em 1987 no congresso internacional do sono em Copenhagen, por engenheiros médicos. EDF é um formato flexível especificado para o intercâmbio e armazenamento de séries tempo-

rais médicas, que após sua publicação em 1992 se tornou um padrão em equipamentos médicos e centros de pesquisa. Todavia, o EDF somente suporta séries de dados de até 16 bits (KEMP *et al.*, 1992).

No formato de armazenamento proposto, um arquivo de dados possui a extensão .EMGD, e cada um pode armazenar sinais EMG de forma ininterrupta. Uma vez a aquisição interrompida é necessário criar um novo arquivo .EMGD caso se deseje gravar uma nova série temporal. Cada arquivo contém um cabeçalho ASCII seguido de blocos de dados armazenados em formato binário, *little-endian*, de 32 bits. Os arquivos são armazenados no cartão de memória com um nome que facilite sua procura. A padronização adotada foi “EMG_DATA_XX.EMGD”.

O cabeçalho possui campos de identificação de sua versão, data e hora do início do registro das séries temporais, informações de identificação dos animais, identificação da gravação, do tempo de duração da cada bloco¹⁹ de dados e do número de sinais armazenados em cada bloco. Ao final do cabeçalho, são providos m sub-cabeçalhos que identificam individualmente os parâmetros dos m sinais contidos em cada um dos n blocos, provendo campos para armazenar a dimensão física dos sinais, os valores máximo e mínimo do sinal físico e da representação em formato digital do conversor que os obteve, o valor de ganho do sinal e o número de amostras do sinal em cada bloco. A Figura 31 apresenta de forma mais clara esse formato.

A Tarefa 3 tem por função inicializar o cartão de memória, montar o sistema de arquivos FAT32, realizar a sequência de inicialização do ADS1298 e configurar os parâmetros de aquisição. Na sequência faz uma busca pelo índice do último arquivo gravado, cria um novo arquivo, preenche e grava o cabeçalho. A partir disso coloca o ADS1298 em modo de aquisição contínua e então os dados passam a ser “bufferizados” e então gravados no cartão de memória. Esse processo é melhor explicado nos próximos parágrafos.

O ADS1298 opera por meio de interrupções. Após configurado com uma determinada taxa de amostragem, e posto para operar em modo de aquisição contínuo, uma interrupção é gerada ao término de cada nova conversão, por meio de uma transição *high-to-low* no pino DRDY (*Data Ready*) do ADS1298, que está conectado a um pino de entrada do MSP432, indicando que os dados estão prontos e podem ser lidos. Os quadro enviado pelo ADS1298 por meio da SPI é mostrado na Figura 33.

O quadro da Figura 33 corresponde a 24 bits de status + 24 bits por canal \times 8 canais = 216 bits ou 27 bytes. A saída dos canais é um código binário representado no formato comple-

¹⁹Em uma base de 100ns.

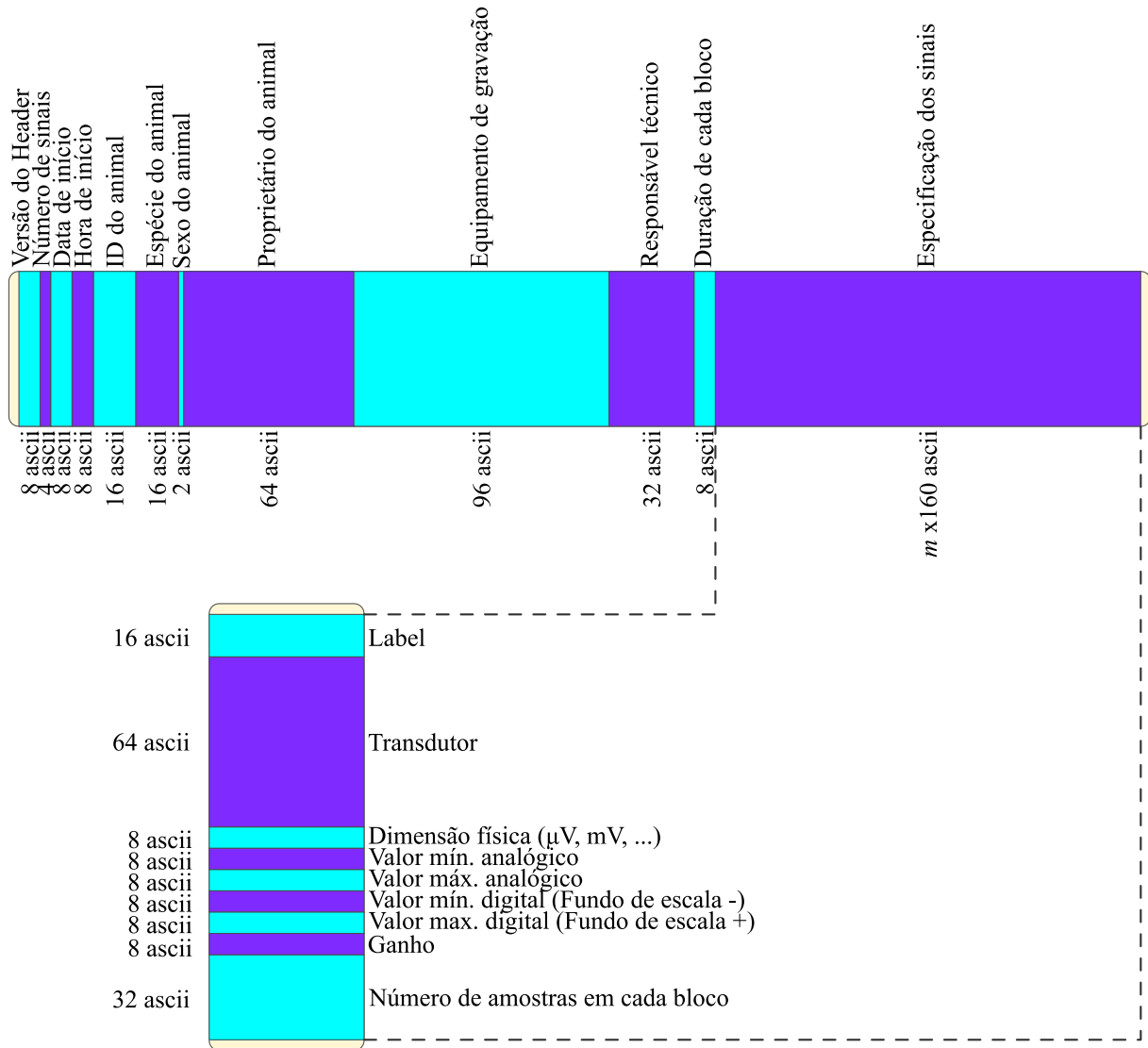


Figura 31 – Cabeçalho do formato .EMGD, para o armazenamento de sinais de sEMG.
Fonte: Autoria própria.

mento de dois, com o MSB primeiro. O peso do LSB é calculado como $V_{REF}/(2^{23} - 1)$. Um sinal de fundo de escala positivo produz um código de saída com o valor 7FFFFFFh, enquanto por outro lado, um sinal fundo de escala negativo produz o código 800000h. O valor em tensão do sinal sEMG pode ser recuperado em outro momento por meio da Equação 2.

$$V_{EMG} = \frac{(((VALOR_{16} \oplus 800000_{16}) - 1) \times LSB) - V_{REF}}{GANHO \text{ DO CANAL}} \quad (2)$$

em que o símbolo \oplus denota a operação OU exclusivo, mais conhecida como XOR (*exclusive or*).

A cada interrupção os dados são lidos da SPI até o canal 1. Por hora o *Status Word* é descartado e o canal 1 (único utilizado) é colocado em um *buffer*. Os outros canais não são lidos.

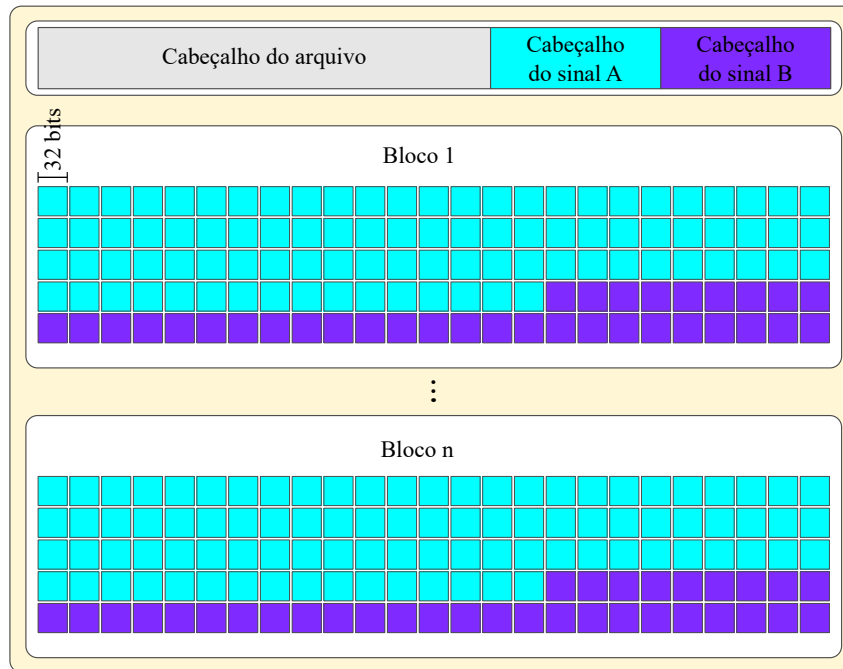


Figura 32 – Exemplo de organização de um arquivo .EMGD com dados EMG, com dois sinais que possuem diferentes taxas de amostragem.

Fonte: Autoria própria.

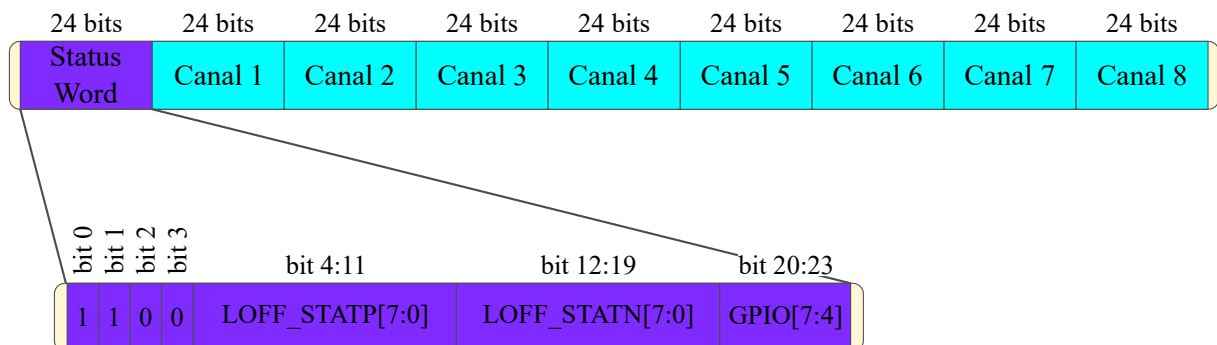


Figura 33 – Quadro enviado pela SPI do ADS1298 a cada nova conversão.

Fonte: Autoria própria.

O *buffer* com o valor referente ao canal 1 é então transferido para uma fila, que faz com que o RTOS acorde a Tarefa 3. Por fim essa tarefa retira o dado da fila e vai inserindo em um *buffer* com capacidade de 250 posições de 32 bits cada. Quando as 250 posições estiverem completas, os dados são finalmente transferidos para o cartão SD.

Todo o processo de aquisição com o ADS1298 é feito com o canal 1 habilitado com ganho de seis vezes e com o multiplexador configurado para receber sinais externos de eletrodos. O restante dos canais é desabilitado. O valor de tensão de referência foi configurado para 2,4 V. Já taxa de amostragem foi selecionada para 250 SPS, o que representa uma amostragem 25 superior a taxa do trabalho de Büchel e Sundrum (2014) e 4 vezes inferior ao trabalho de

Campos (2016). Vale destacar que 250 SPS é a menor taxa de aquisição que pode ser configurada no ADS1298. Essa taxa de amostragem, de acordo com Shannon (1949), permite obter componentes de frequência do sinal EMG até 125 Hz. Utilizar taxas maiores de aquisição, como fez Campos (2016) em seu trabalho, seria desejável, porém o volume de dados produzido seria maior do que a capacidade do sistema de comunicação sem fio de transmiti-los.

A SPI foi configurada a partir da observância dos requerimentos de *clock* dados por $t_{SCLK} < (t_{DR} - 4t_{CLK}) / (N_{BITS} \times N_{CANAIS} + 24)$ (Texas Instruments, 2015a). Para a taxa de amostragem de 250 SPS, canal 1 habilitado e restantes desabilitados, $f_{CLK} = 2.048$ MHz a frequência da SPI precisaria ser ao menos 12005,86 Hz, mas na prática foi configurada para 8 MHz.

A tarefa 1 implementa o relógio do sistema, utilizado para gerar os *timestamps* para o *data-logger*. Ela armazena a data e a hora corrente em uma estrutura declarada como global. Essa tarefa é acordada a cada 1 segundo por meio da liberação de um semáforo na interrupção do RTC do microcontrolador.

A tarefa 2 implementa, um algoritmo simples de *switch debouncer*, usando os recursos de temporização do RTOS e permite associar *handlers* aos dois botões presentes na placa *Launchpad*.

Ao botão S_1 foi atribuída a função de iniciar o processo de aquisição de sinais. Ele remove o ADS1298 do modo *stand-by* e inicia a sequência de comandos para colocar o conversor em modo de aquisição contínua.

O botão S_2 , por sua vez, envia um comando para parar o processo de aquisição, colocando o ADS1298 novamente em modo de *stand-by*. Entretanto a tarefa de *data-logger* (Tarefa 3) funciona por meio da leitura de uma fila, que é preenchido com os dados obtidos do *front-end*. Uma vez parada a conversão a fila esvazia completamente e a tarefa é bloqueada pelo sistema operacional. Após o primeiro bloqueio a tarefa acorda um segundo depois e transfere os dados remanescentes no *buffer* do *data-logger* para o cartão de memória e então o sistema de arquivos é desmontado, permitindo que o cartão possa ser removido com segurança. A tarefa 3 então auto suspende e permanece então nesse estado até que um cartão de memória esteja inserido e o botão S_1 seja novamente pressionado.

²¹Disponível em: <http://www.ti.com/ww/en/launchpad/img/launchpad-msp432-thumb2.jpg>. Acesso em mai. 2016.

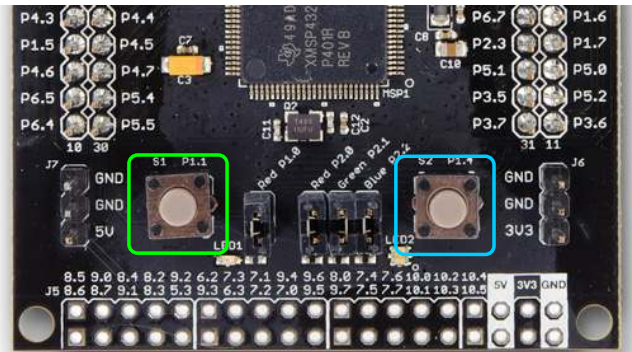


Figura 34 – Em verde a o botão que inicia o processo de aquisição; em azul o botão que para a aquisição e permite que o cartão de memória seja desmontado.

Fonte: Adaptado de Texas Instruments²¹.

3.3.2 COMUNICAÇÃO SEM FIO

Como LoRa é uma tecnologia recente, poucas opções de implementações de protocolos de enlace que funcionam diretamente estão disponíveis. O mais notável é o LoRaWAN, padronizado pela LoRa Alliance (2015), que implementa a camada MAC e parcialmente a camada de Rede. Entretanto as duas implementações existentes desse protocolo estão em fase de desenvolvimento. Além disso, o LoRaWAN é construído imaginando que um nó na rede realiza transmissões não frequentes, algo da ordem de minutos ou horas. Uma das implementações existente da LoRaWAN é a LMIC, desenvolvida pela IBM. Entretanto, além das desvantagens do próprio LoRaWAN, os fatores que limitam o uso dessa implementação é o grau de complexidade ao realizar a integração com o RTOS e o fato de só oferecer suporte aos nós da rede o que não inclui o *gateway*.

Para evitar ter que desenvolver um protocolo de enlace de dados “*from scratch*”, foi modificado um protocolo experimental conhecido como LoRaBlink, de código aberto e que por sua vez é construído utilizando a base do *framework* LMIC. Ele é descrito por Bor *et al.* (2016), como um um protocolo TDMA-like, multi-hop, que implementa a camada MAC, provê um mecanismo de roteamento, e assume redes de baixa densidade e com baixo tráfego de dados. O diagrama da Figura 35 ilustra o funcionamento desse protocolo.

Entre as modificações efetuadas – a desativação do *multi-hop*, a desativação de *beacon*, a implementação do sistema de envio-confirmação, que apesar de ser descrito como existente por Bor *et al.* (2016), não consta na implementação real, a correção de vários *bugs* que faziam com que o protocolo parasse de funcionar após alguns minutos rodando e a portabilidade para MSP432. Outra novidade foi a adaptação para que operasse como um sub-sistema do RTOS. O

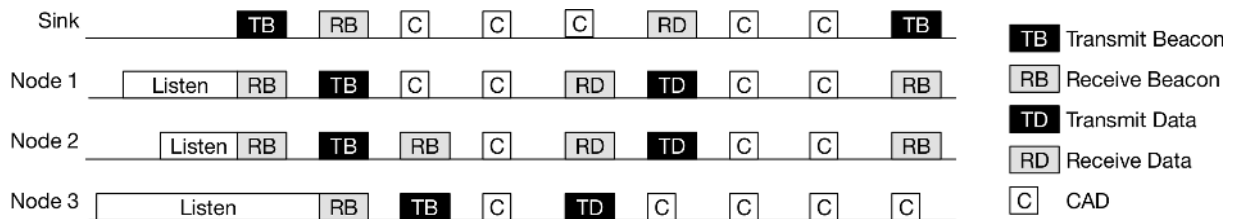


Figura 35 – Transferência de pacotes no protocolo LoRaBlink. O “CAD” significa “Detecção de Atividade do Canal”, um recurso presente na modulação LoRa.

Fonte: Bor *et al.* (2016).

fluxo de pacotes no sistema é apresentado na Figura 36.

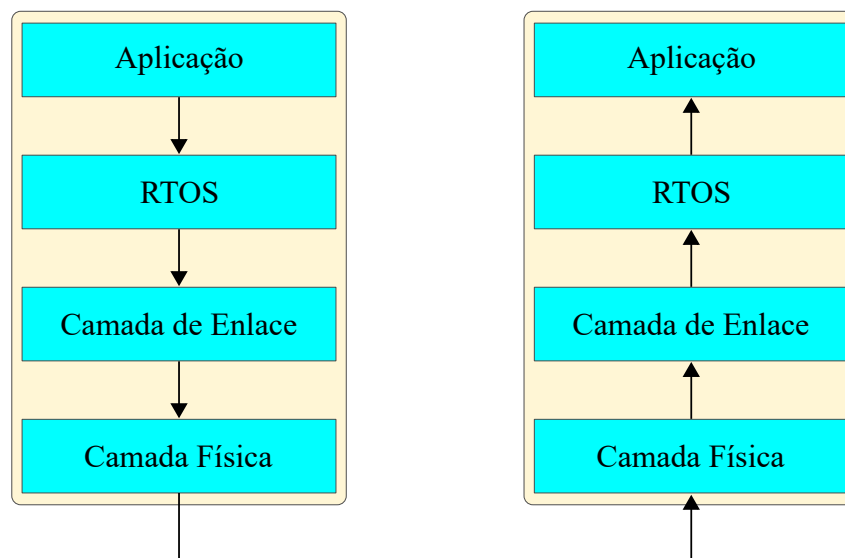


Figura 36 – Trajetória dos pacotes entre a unidade de aquisição móvel e a estação de monitoramento

Fonte: Autoria própria.

A implementação possui um *Run Time Environment*, que funciona como um simples escalonador de tarefas cooperativo, desenvolvido especificamente para executar os *jobs* (como são chamadas as tarefas na implementação) internos do protocolo, como preparar pacotes, agendar transmissões, recepções e etc. Esse *Run Time Environment* foi posto a rodar dentro de uma tarefa (*RadioTask*) criada no RTOS, e assim, funciona como um subsistema dele. Outras duas tarefas auxiliares foram criadas para se comunicar com a tarefa principal do protocolo. Uma que manuseia transmissões (*TxTask*) e outra que manuseia recepções (*RxTask*).

O funcionamento é simples de ser compreendido. Uma fila de dados chamada de **Tx-Queue** foi criada e a **TxTask** possui acesso a essa fila. Sempre que uma tarefa deseja enviar um conjunto de dados da unidade de aquisição móvel (TX) para a estação de monitoramento (RX) ela insere esses dados na fila **TxQueue**. Havendo dados disponíveis na fila, o RTOS acorda a **Tx-**

Task, e essa por sua vez extrai os dados para um *buffer*. Esse *buffer* é enviado para a **RadioTask** (protocolo) por meio de uma função pública que informa ao protocolo que uma transmissão foi solicitada. Daí em diante a **RadioTask** se encarrega de preparar o pacote de dados em formato apropriado e transferir para a camada física, que finalmente executa a transmissão.

A fila **TxQueue** recebe pacotes no formato apresentado na Figura 37. Nele são colocados os dados obtidos do ADS1298. Um campo no início do quadro permite informar quantas conversões serão encapsuladas nesse pacote.

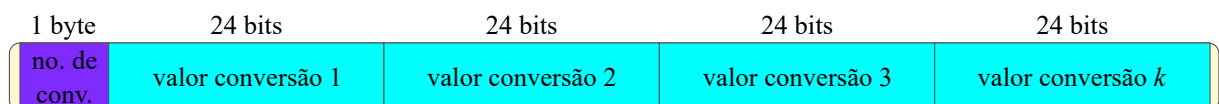


Figura 37 – Estrutura do pacote de dados enviado.

Fonte: Autoria própria.

Após montado o pacote de dados, o quadro completo é enviado a camada de enlace, que o insere no quadro mostrado na Figura 38. Nele são providos campos para informar o tipo de pacote, que pode ser dados ou confirmação, endereço de destino e origem e um identificador de pacote que é utilizado pelo sistema de confirmação, como será explicado na sequência. Nesse caso, como se trata de uma comunicação ponto a ponto, o endereço da unidade de aquisição móvel pode ser qualquer número entre 01h e FFh. Já a estação de monitoramento deve obrigatoriamente utilizar endereço 00h.

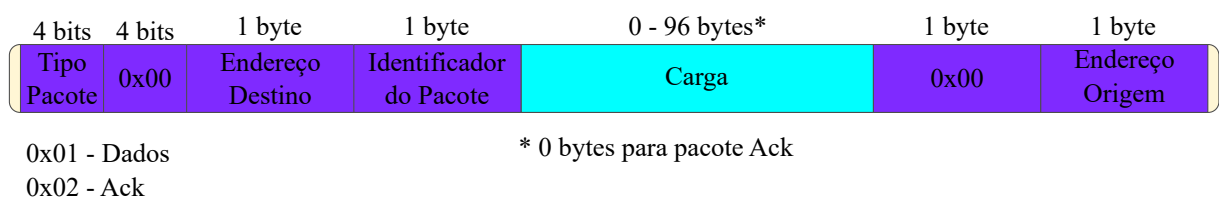


Figura 38 – Estrutura do pacote de enlace (Camada de enlace de dados).

Fonte: Autoria própria.

Por fim, o pacote de enlace é enviado para a camada LoRa (física), que acomoda esse pacote em uma FIFO com capacidade para até 255 bytes, cuja estrutura é apresentada na Figura 39.

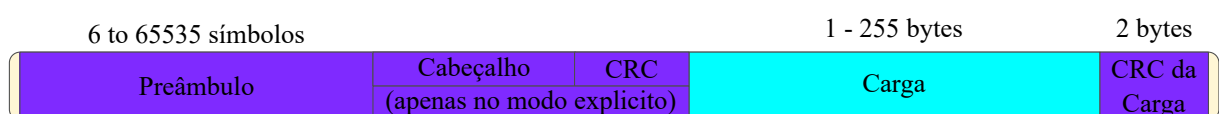


Figura 39 – Estrutura de pacotes LoRa™ (Camada física).

Fonte: Autoria própria.

Com o pacote acomodado na FIFO, o rádio é colocado no modo de transmissão. Uma interrupção de *hardware* informa ao sistema quando o pacote tiver sido completamente transmitido e então a lógica de controle o coloca imediatamente em modo de recepção aguardando pelo reconhecimento. Na outra ponta a estação de monitoramento fica escutando por um preâmbulo válido. Quando isso ocorre, o pacote é recebido na FIFO e uma interrupção é gerada, indicando se o pacote é válido (CRC OK) ou inválido (Erro de CRC). No cenário mais otimista, em que o CRC é válido, o pacote é transferido para as camadas superiores e então a estação de monitoramento comuta para o modo de transmissão enviado um pacote de reconhecimento. No caso de CRC inválido, o pacote é descartado e então o rádio volta para o modo de escuta aguardando que o pacote seja reenviado pela unidade de aquisição móvel. O algoritmo de reconhecimento é ilustrado na Figura 40, dispensando maiores comentários.

Atenta-se pelo fato de que o protocolo de enlace não escuta o meio, apesar de isso ser possível. Entretanto, como não haverão transmissões concorrentes, esse recurso é deixado preferencialmente desabilitado. Outro ponto que vale ser destacado é que por hora não é provido nenhuma forma de criptografia nos pacotes.

O protocolo foi configurado para abrir janelas de transmissão a cada 80 milissegundos com uma carga de 96 bytes, o que significa que é possível transmitir até 12 pacotes por segundo. Esses 80 milissegundos são suficientes para transmitir um pacote e receber a confirmação. O sistema produz dados a uma taxa de 250 SPS com tamanho de 24 bits assim o sistema deve ser capaz de transportar no mínimo 750 bytes de dados por segundo, o que representa 8 pacotes por segundo, já considerando o *overhead*. Os 4 pacotes restantes ficam disponíveis para fazer retransmissões quando houver falha na comunicação.

Em termos práticos, o módulo inAir9B é conectado ao MSP432 por meio da interface de comunicação SPI, configurada para operar na velocidade de 8 MHz. A configuração dos parâmetros da modulação LoRa foi escolhida de forma obter maior taxa de transferência em detrimento de alcance, visto que mesmo a pior condição de alcance já produz bons resultados. Utilizou-se uma frequência fixa de 915 MHz, BW 500 kHz, CR 4/5, SF 7 e potência de transmissão de 14 dBm. Nessa configuração, a sensibilidade é de -114 dB, o *Link Budget* é de 128 dB, o consumo de corrente durante transmissão e recepção são de 44 mA e 13 mA, respectivamente. A taxa de transferência de dados teórica (desconsiderando a temporização do protocolo e a latência do RTOS) é de 21.875 bps, o que para uma carga de 96 bytes resulta em um tempo de transmissão (*Time on Air*) de 41,02 ms.

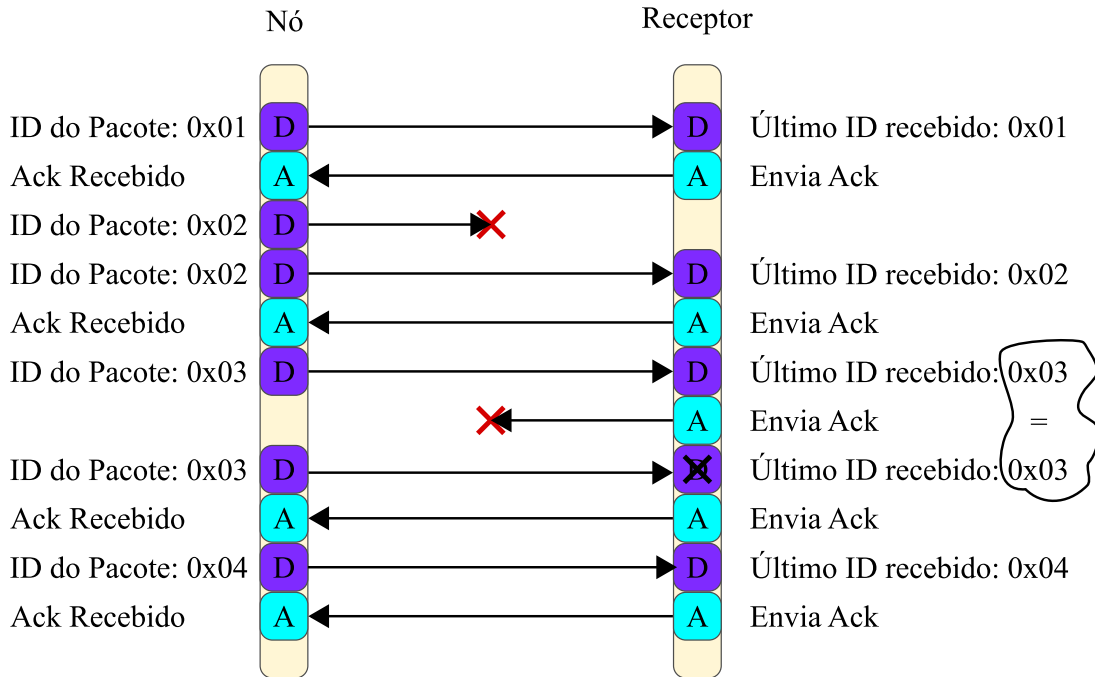


Figura 40 – Sumário do funcionamento do sistema de reconhecimento (ACK) para todas as situações possíveis.

Fonte: Autoria própria.

3.3.3 INTERFACE COM COMPUTADOR

Para transferir os dados para o computador foram desenvolvidos dois simples aplicativos de linha de comando – O **EMG Reader** e o **EMG Viewer**. Ambos foram implementados em linguagem C, padrão POSIX (Portable Operating System Interface), para sistemas operacionais *unix-like*.

O EMG Reader faz a leitura dos dados binários do cartão e os converte em valor de tensão no formato ASCII (*American Standard Code for Information Interchange*), para um arquivo de saída com extensão .csv ou .txt. Assim eles podem ser facilmente manipulados por outros *softwares*, como o MATLAB[®], por exemplo. Ele também apresenta uma pré-visualização do sinal na tela, construída através de uma interface de programação entre a linguagem C e o Gnuplot²², feita por meio de estruturas denominadas *pipes*²³.

Já o EMG Viewer é um programa com duas *threads*. Uma responsável por ler os dados enviados pela estação de monitoramento por meio da interface serial e a outra por apresentar um *live plot* do sinal EMG.

O microcontrolador da estação de monitoramento envia os dados para o computador

²²Ferramenta gratuita de linha de comando para plotar funções matemáticas em duas ou três dimensões, e outros conjuntos de dados.

²³Estruturas em sistemas operacionais *unix-like* que possibilitam a comunicação entre processos.

por meio da interface de comunicação UART, configurada como 8N1, 112500 baud, através de uma sequência ASCII representando um objeto JSON (*JavaScript Object Notation*), no seguinte formato: `{ ``emg_data_ch1 ' ' : [D1 ,D2 ,D3 , . . . ,DN] }`, em que D1, D2, D3 e DN são caracteres ASCII que representam dados quaisquer de 24 bits em formato hexadecimal.

O formato JSON é muito popular em linguagens de programação voltadas para o desenvolvimento *web*, e pelo fato de ser puramente ASCII, pode facilmente ser interpretado por qualquer linguagem de programação usando um JSON *parser*. Essa flexibilidade alinhada a pretensões futuras de transmitir dados sEMG por meio da *web* foi determinante em sua escolha.

3.3.4 PROCEDIMENTOS DE TESTE

A avaliação dos dispositivos desenvolvidos foi realizada em duas frentes. A primeira com o objetivo de testar a qualidade e o alcance do enlace de radiofrequência. E a segunda com o objetivo de estimar o consumo de bateria durante transmissão e recepção.

O primeiro teste foi baseado no trabalho de Aref e Sikora (2014), que também testou a qualidade da comunicação sem fio de rádios LoRa. Consistiu basicamente em enviar uma série de pacotes de dados de diferentes tamanhos do transmissor para o receptor. Foram considerados três tamanhos de pacotes – 10, 50 e 100 bytes. Em cada um dos testes foram disparados 1000 pacotes sequenciais em direção ao receptor, entre os pontos indicados no mapa da Figura 41. Em todos os casos foram registrados a quantidade de pacotes recebidos e os pacotes recebidos com CRC incorreto. Também foram registrados os indicadores de intensidade de sinal RSSI (*Received Signal Strength Indicator*) e de relação sinal-ruído SNR (*Signal-to-noise ratio*). Os procedimentos foram repetidos para três intensidades de potência de transmissão (2, 14 e 17 dBm). A escolha do local dos testes considerou uma região em que fosse possível assegurar a visada direta entre dois pontos, com pelo menos 1 km de distância. O local em específico foi a Rua Artibando Sutile, no Bairro São Francisco do município de Pato Branco – PR. O rádio foi configurado para operar na melhor condição de velocidade e conseqüentemente na pior condição de alcance, de forma a reproduzir as condições em que irá operar em campo. Para isso, as configurações utilizadas na modulação foram BW 500 kHz, CR 4/5 e SF 7.

O segundo teste teve como objetivo traçar o perfil do consumo total de energia do sistema da unidade de aquisição móvel e da estação receptora. Para esse teste um sensor de corrente foi conectado em série com a alimentação de ambos os sistemas e a corrente foi medida com o auxílio de um osciloscópio digital. Através dele foram obtidos os valores efetivos de corrente



**Figura 41 – Local em que foram efetuados os testes de alcance e qualidade da comunicação sem fio, localizado na R. Artibando Sutile, Bairro São Francisco, Pato Branco – PR.
Fonte: Adaptado do aplicativo Maps do OSX, Apple Inc.**

durante transmissão e recepção para duas potências de transmissão (2 e 14 dBm), considerando que são transferidos pacotes de 96 bytes de dados. Esse teste foi efetuado inicialmente com o sistema de reconhecimento (ACK) desabilitado e na sequência com o recurso ativado. Através dos valores obtidos foi estimado o consumo do sistema e prevista a duração da bateria.

CAPÍTULO 4

RESULTADOS

Esse capítulo é dedicado a apresentação dos resultados obtidos através da metodologia apresentada no Capítulo 3. Inicialmente é apresentado o *hardware* e o *software* desenvolvido. Na sequência são tabelados os resultados obtidos dos testes para avaliar a qualidade e o alcance da comunicação sem fio. Adiante é apresentado o consumo de corrente do sistema considerando os cenários descritos no Capítulo 3 e por fim, é tratado a respeito da capacidade de tempo de armazenamento do sistema.

4.1 HARDWARE E SOFTWARE DESENVOLVIDOS

Os sistemas desenvolvidos são mostrados na Figura 42 e ???. A primeira se refere a *Unidade de Aquisição Móvel* e a segunda a *Estação de Monitoramento*.

A Figura 44 mostra o *software* (EMG Reader) de leitura do cartão de memória. O programa extrai os dados do cabeçalho para processamento interno e alguns deles são informados para o usuário no terminal, como pode ser visto na imagem. Após ter convertido os dados em formato binário para um formato ASCII, os dados são plotados na tela para que seja possível pré-visualizar o sinal. Essa pré-visualização é mostrada em uma janela a parte. Isso pode ser visto na Figura 45.

A respeito do EMG Viewer, ele apenas apresenta uma tela com o sinal em tempo real, porém o aspecto é o mesmo do EMG Reader, apresentado na Figura 45.

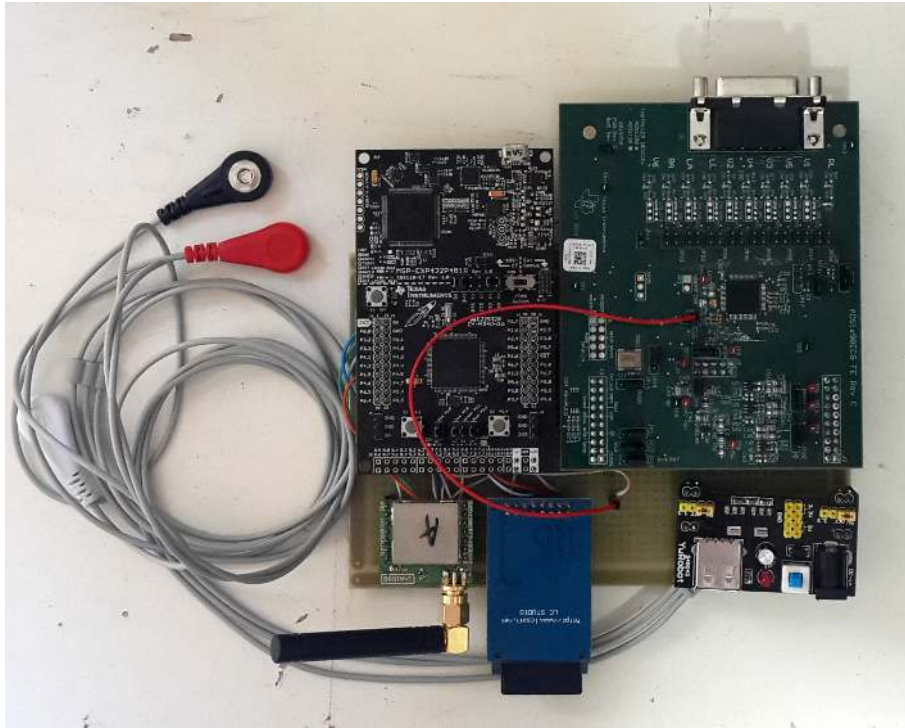


Figura 42 – Unidade de Aquisição Móvel.
Fonte: Autoria própria.

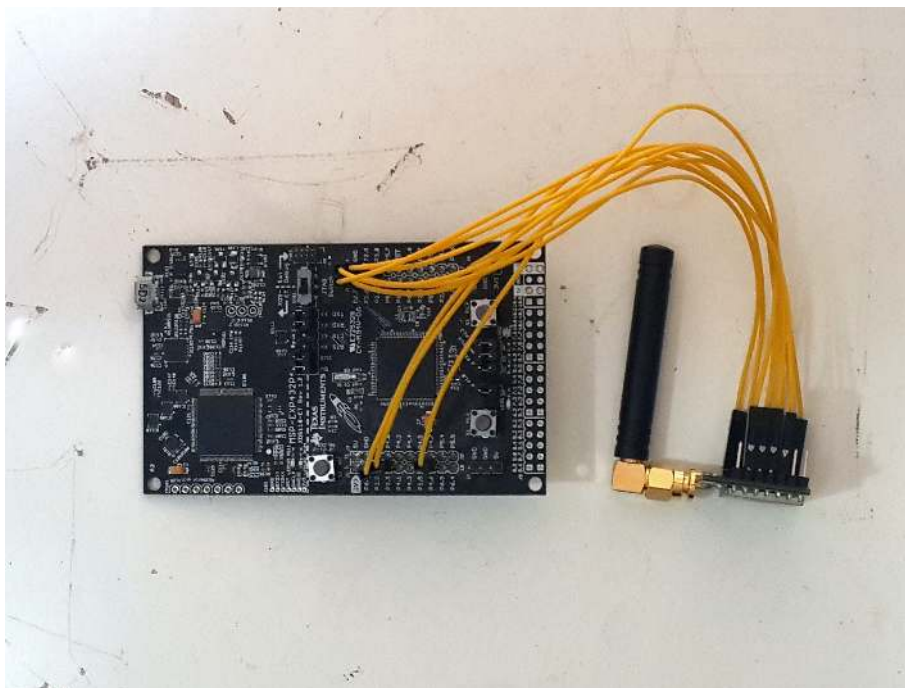


Figura 43 – Estação de Monitoramento.
Fonte: Autoria própria.

```

Terminal - /cygdrive/c/Users/Otavio Augusto Gomes/workspace/emg_reader_2016/Debug
File Edit View Terminal Tabs Help
-----
Summary of D:/EMG_DATA_00.EMGD
-----

Header info:
Header Ver. 0
-----

Record info:
Technician: Otavio Gomes
Start date: 29.04.16
Start time: 14:08:35
Animal kind: Capra hircus
Animal owner: Instituto Agronomico do Parana
Animal ID:
Equipment: TI ADS1298 8-Channel, 24-Bit Analog Front-End for Biopotential Measurements
No. of signals: 1
-----

Signal info:
Signal type: EMG m. masseter
Gain: 1
Transducer type: Ag-AgCl electrodes
Sample rate: 250 SPS
Ref. voltage: 2400 mV
-----

```

Figura 44 – Terminal executando o EMG Reader e apresentando um relatório de um arquivo .EMGD.

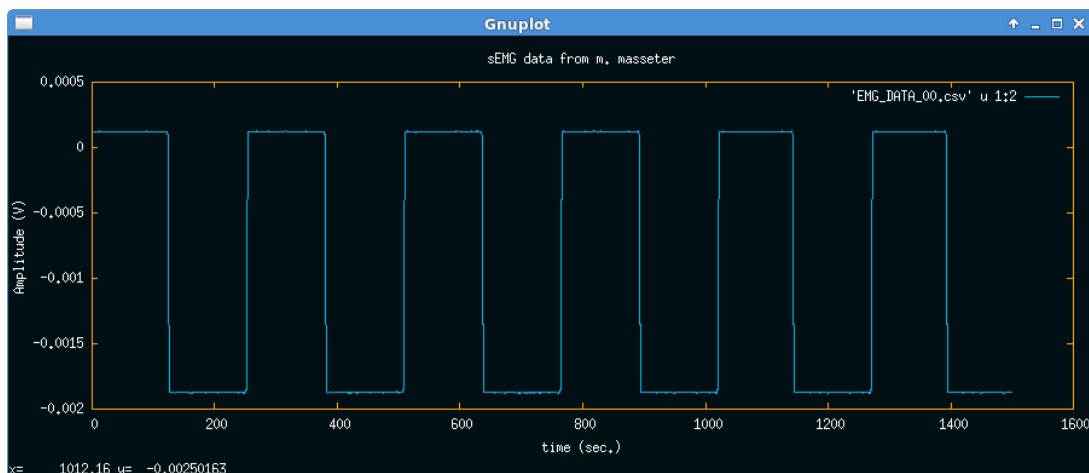


Figura 45 – EMG Reader apresentando um sinal de teste gerado internamente pelo ADS1298.

Fonte: Autoria própria.

4.2 TESTE 1 – ALCANCE E QUALIDADE DA TRANSMISSÃO

As Tabelas (2 – 4) apresentam os resultados dos testes de alcance e qualidade da comunicação sem fio. Como é possível observar, em situação de visada direta a perda de pacotes, mesmo que a uma distância de 1 quilômetro, é muito baixa. A maior quantidade de pacotes

perdidos nos 9 testes efetuados foi de 3 pacotes, o que representa 0,3% de perdas em relação ao total de pacotes enviados. Já a maior quantidade de pacotes inválidos (CRC incorreto) foi de 8 pacotes, o que representa 0,8% dos pacotes recebidos.

Como pode-se notar também, o pior RSSI médio (-114 dBm) verificado ocorreu na situação de potência de transmissão de 2 dBm, para uma pacote de dados de 100 bytes, o que é natural, visto que quanto menor a potência irradiada e maior o tamanho do pacote de dados, maior também é a probabilidade de degradação do sinal no meio. Entretanto, nessa mesma condição, foram recebidos 100% dos pacotes enviados e todos válidos. O único valor de SNR médio negativo obtido (-4 dB), também ocorreu nessa condição, mostrando a capacidade dos rádios LoRa em demodular sinais abaixo do piso de ruído.

Tabela 2 – Resultados para carga de 10 bytes.

Fonte: Autoria própria.

Potência [dBm]	Pacotes Enviados	Pacotes Recebidos	Pacotes Válidos	RSSI [dBm] (Médio)	SNR [dB] (Médio)
2	1000	1000	1000	-106	1
14	1000	997	997	-105	2
17	1000	999	998	-105	2

Tabela 3 – Resultados para carga de 50 bytes.

Fonte: Autoria própria.

Potência [dBm]	Pacotes Enviados	Pacotes Recebidos	Pacotes Válidos	RSSI [dBm] (Médio)	SNR [dB] (Médio)
2	1000	1000	999	-106	0
14	1000	998	998	-106	1
17	1000	997	995	-105	2

Tabela 4 – Resultados para carga de 100 bytes.

Fonte: Autoria própria.

Potência [dBm]	Pacotes Enviados	Pacotes Recebidos	Pacotes Válidos	RSSI [dBm] (Médio)	SNR [dB] (Médio)
2	1000	1000	1000	-114	-4
14	1000	999	991	-103	2
17	1000	997	989	-104	2

4.3 TESTE 2 – PERFIL DE CONSUMO ENERGÉTICO

Conhecer o consumo de energia em sistema móveis é fundamental para determinar a autonomia do sistema e saber quanto ele deve ser melhorado para que sua eficiência possa ser aumentada. O consumo do sistema desenvolvido é apresentado por meio das Figuras (46 – 51) que mostram as formas de onda de corrente para o sistema de transmissão e recepção (micro-controlador + rádio). Como foram obtidas fazendo passar a corrente de alimentação através de um resistor de 1 ohm, a magnitude da tensão em mV medida entre os terminais do resistor corresponde a magnitude da corrente em mA. Vale destacar que a tensão do *rail* é de 3,3V. Todos os gráficos consideram a transmissão de uma carga de 96 bytes.

Nas Figuras 46 e 47 é possível observar a corrente consumida no transmissor e no receptor, considerando que o rádio do transmissor está configurado para uma potência de 2 dBm e com o sistema de reconhecimento (ACK) desativado, para que se possa analisar individualmente a corrente consumida durante a transmissão e a recepção de pacotes. Como se pode notar, a corrente efetiva consumida durante a transmissão é de 65,3 mA, enquanto na recepção esse valor é de 17 mA. As Figuras 48 e 49 apresentam o resultado do mesmo teste, porém elevando a potência de transmissão para 14 dBm. Nesse caso a corrente consumida durante a transmissão foi de 95,9 mA, enquanto na recepção esse valor é de 17,1 mA.

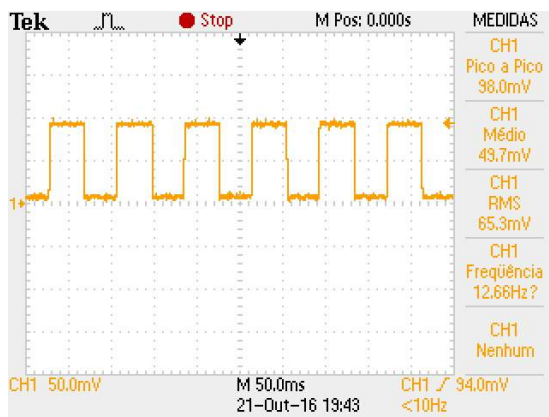


Figura 46 – Perfil da corrente no sistema de transmissão, para potência de transmissão de 2 dBm.

Fonte: Autoria própria.

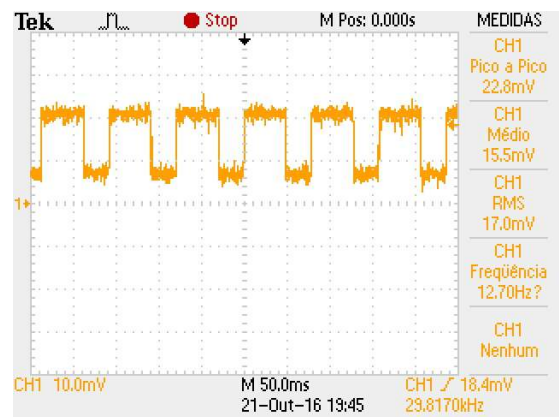


Figura 47 – Perfil da corrente no sistema de recepção, ao receber dados transmitidos com potência de 2 dBm.

Fonte: Autoria própria.

Por fim, são ilustradas nas Figuras (50) e (51) o consumo efetivo de corrente com o sistema de reconhecimento (ACK) ativado, o que representa as condições reais do sistema em operação em campo, utilizando potência de 14 dBm e carga de 96 bytes.

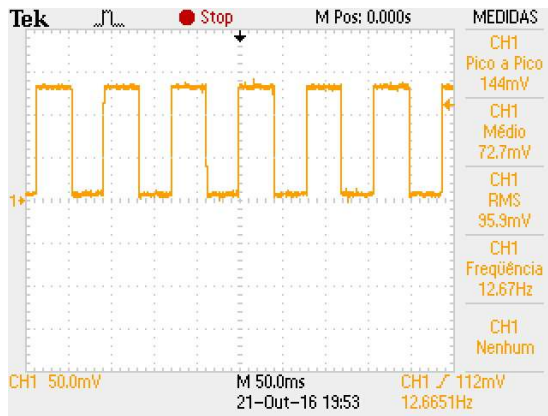


Figura 48 – Perfil da corrente no sistema de transmissão, para potência de transmissão de 14 dBm.

Fonte: Autoria própria.

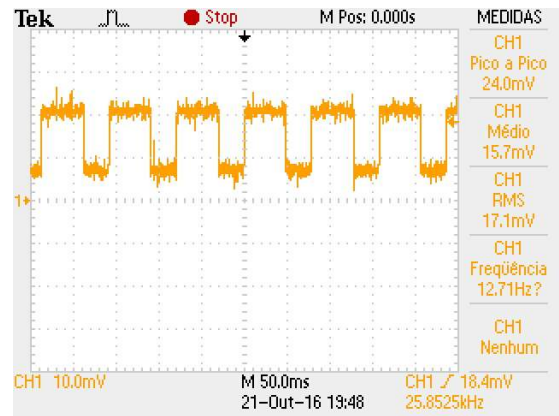


Figura 49 – Perfil da corrente no sistema de recepção, ao receber dados transmitidos com potência de 14 dBm.

Fonte: Autoria própria.

Na Figura 50 pode-se nitidamente verificar que o pulso de maior largura corresponde a transmissão de um pacote de dados, e portanto, consumindo maior corrente, seguido de um pulso de menor largura que corresponde a recepção de um pacote de reconhecimento, e como se trata de uma recepção, apresenta consumo menor de corrente. Efetivamente o sistema de transmissão consome uma corrente de 96,2 mA, o que com uma bateria de 3000 mAh, corresponderia aproximadamente à 31 horas de autonomia.

A Figura 51 mostra um pulso de maior maior amplitude, que corresponde a uma transmissão de um pacote de reconhecimento e um pulso de menor amplitude, que trata-se da recepção de um pacote de dados. Como pode-se notar, o consumo efetivo de corrente do sistema de recepção é de 49,5 mA.

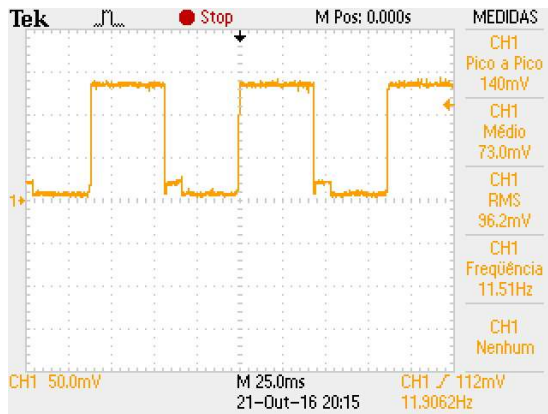


Figura 50 – Perfil da corrente no sistema de transmissão, com potência de 14 dBm e recepção de sinal de reconhecimento.
Fonte: A autoria própria.

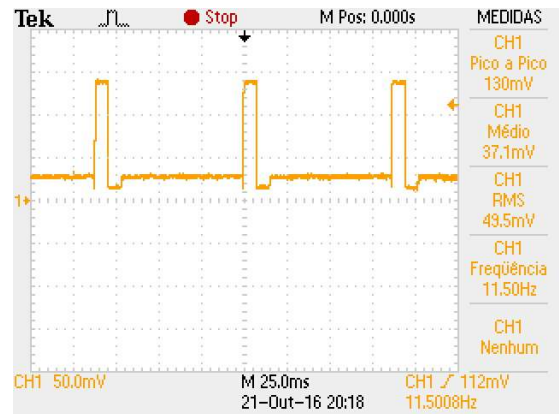


Figura 51 – Perfil da corrente no sistema de recepção ao receber dados transmitidos com potência de 14 dBm e transmissão de sinal de reconhecimento.
Fonte: A autoria própria.

4.4 CAPACIDADE DE ARMAZENAMENTO

No Capítulo 2 foram comparados vários métodos quanto a capacidade de armazenamento em dias. A Tabela 5 apresenta a capacidade de armazenamento em dias do sistema desenvolvido, considerando a taxa de amostragem utilizada que é de 250 SPS, no formato .EMGD, para cartões com diferentes capacidades de armazenamento disponíveis comercialmente.

Tabela 5 – Tempos de armazenamento de registro eletromiográfico no formato .EMGD em cartões SD, considerando uma taxa de aquisição de 250 SPS e gravação contínua.
Fonte: A autoria própria.

Capacidade de armazenamento do Cartão SD (GB)	Tempo de Registro Aproximado (dias)
2	25,8
4	49,7
8	99,4
16	198,8
32	397,6

Como pode-se verificar, com um simples cartão de 32 GB, seria possível armazenar até 1 ano e 1 mês de registro eletromiográfico continuamente, o que é muito superior ao máximo de 11 dias verificado no trabalho de Büchel e Sundrum (2014) a uma taxa de 10 Hz.

CAPÍTULO 5

CONCLUSÃO

Neste trabalho foi apresentado o desenvolvimento de uma ferramenta de pesquisa com a finalidade de adquirir sinais eletromiográficos e com a possibilidade de transmiti-los por meio de comunicação sem fio.

Como abordado no Capítulo 2, a maior parte dos sistemas de aquisição de sinais de eletromiografia com comunicação sem fio já desenvolvidos utilizam taxas de aquisição tão baixas quanto 10 Hz. Todavia, em se tratando de eletromiografia, a riqueza de informação pode ser comprometida, se feita nessa taxa. A questão é que para taxas de amostragem superiores, a comunicação sem fio se torna um gargalo, uma vez que módulos de radiofrequência na banda ISM geralmente possuem baixas taxas de transferência, e por esse motivo, desenvolver equipamentos baseados em eletromiografia que consigam transpor esse tipo de barreira é considerado ainda um grande desafio.

Os testes efetuados foram capazes de mostrar que o sistema desenvolvido nesse trabalho é capaz de transmitir dados de EMG, obtidos com uma taxa de amostragem de 250 SPS, o que representa 25 vezes mais quantidade de informações do que trabalhos de outros autores. Entretanto, apenas o sistema de comunicação sem fio foi testado por enquanto, enviando dados quaisquer.

Quanto ao alcance da comunicação sem fio, os resultados foram positivos. Foi conseguido realizar transferências de dados da unidade de aquisição móvel para a estação de monitoramento a uma distância de 1 quilômetro, com poucos perda de pacotes. Isso não significa que não é possível obter um alcance ainda maior, pois até então não foram conduzidos testes além de 1 quilômetro. Assim, entende-se que o alcance conseguido já é suficiente para testes em ambientes rurais.

Em termos de armazenamento, foi visto que é possível armazenar mais de um ano de

registro eletromiográfico, dependendo da capacidade de armazenamento do cartão de memória utilizado.

Em relação ao consumo, ainda há um gargalo, visto que foi estimada uma autonomia de 31 horas utilizando-se, somente o microcontrolador, o rádio e uma bateria de lítio de 3000 mAh. Porém o maior percentual desse consumo se deve as transmissões do rádio. Isso sugere que é necessário encontrar futuramente formas de reduzir a quantidade de pacotes de dados a serem transmitidos.

O desenvolvimento de qualquer produto ou serviço requer tempo e investimento em pesquisa para que possa evoluir. Nesse trabalho a situação não é diferente. No Capítulo 2 foi feita uma síntese dos dispositivos que foram desenvolvidos ao longo do tempo, onde foi possível observar que as metodologias empregadas ao longo dos anos passaram de simples chaves eletrônicas para sistemas que utilizam até mesmo redes neurais para classificação de dados por meio de aprendizado de máquina. O dispositivo desenvolvido nesse trabalho serve de ponto inicial para que versões melhores, com maior número de funcionalidades, maior grau de automatização, maior robustez e menor consumo de energia venham a ser desenvolvidos. Assim são propostos alguns pontos essenciais que futuros trabalhos poderiam explorar de maneira a melhorá-lo.

- Substituição da pilha de protocolos utilizada por uma padronizada, baseada em IEEE 802.15.4g, o que proveria uma forma robusta de controle de acesso ao meio, controle adaptativo de potência de transmissão e gerenciamento eficiente de pacotes;
- Utilização de canais DMA (*Direct Memory Access*) para a comunicação com os dispositivos através da interface SPI, o que aliviaria o uso do processador;
- Otimização do código e das configurações do microcontrolador visando a redução do consumo de bateria;
- Avaliar a possibilidade de utilização de algoritmos de compressão de dados antes de serem enviados pela rede sem fio (IMTIAZ *et al.*, 2014; KOC; SARKAR, 2015).
- Desenvolvimento de um protocolo de aplicação para a transferência dos dados de forma mais organizada;
- Desenvolvimento de uma placa em padrão industrial o que integraria todos os recursos de *hardware* necessários em uma única placa, reduzindo consideravelmente as dimensões do

dispositivo móvil.

REFERÊNCIAS

- ABIJAOUDE, J A; MORAND-FEHR, P; BÉCHET, G; BRUN, J-P; TESSIER, J; SAUVANT, D. A method to record the feeding behaviour of goats. **Small Rumin. Res.**, v. 33, n. 3, p. 213–221, aug 1999. ISSN 09214488.
- AGREIL, C; MEURET, M. An improved method for quantifying intake rate and ingestive behaviour of ruminants in diverse and variable habitats using direct observation. **Small Rumin. Res.**, v. 54, n. 1-2, p. 99–113, aug 2004. ISSN 09214488. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0921448803003602>>.
- ALLDEN, WG; MCDWHITTAKER, IA. The determinants of herbage intake by grazing sheep: The interrelationship of factors influencing herbage intake and availability. **Aust. J. Agric. Res.**, v. 21, n. 5, p. 755, 1970. ISSN 0004-9409. Disponível em: <<http://www.publish.csiro.au/?paper=AR9700755>>.
- ANATEL. **Resolução nº 242, de 30 de novembro de 2000**. Anatel, 2000. Disponível em: <<http://www.anatel.gov.br/legislacao/resolucoes/15-2000/129-resolucao-242#>>.
- _____. **Resolução nº 506, de 1º de julho de 2008**. 2008. Disponível em: <<http://www.anatel.gov.br/legislacao/resolucoes/2008/104-resolucao-506>>.
- 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, 2016. Disponível em: <<http://hdl.handle.net/2268/197763>>.
- AREF, Mohamed; SIKORA, Axel. Free space range measurements with Semtech Lora Technology. In: **2014 2nd Int. Symp. Wirel. Syst. within Conf. Intell. Data Acquis. Adv. Comput. Syst.** IEEE, 2014. p. 19–23. ISBN 978-1-4799-6722-3. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6954616>>.
- BALOUCHESTANI, Mohammadreza; KRISHNAN, Sridhar. Effective low-power wearable wireless surface EMG sensor design based on analog-compressed sensing. **Sensors (Basel)**, v. 14, n. 12, p. 24305–24328, 2014. ISSN 14248220.
- BARROS, C S de; DITTRICH, J R; MONTEIRO, A L G; PINTO, S; WARPECHOWSKI, M B. Técnicas para estudos de consumo de alimentos por ruminantes em pastejo: revisão. **Sci. Agrar. Parana.**, v. 9, n. 2, p. 5–24, 2010.
- BAUER, Maristela O; GONDIM, Carlos Alberto; PENSO, Sarah; ABREU, Joadil G; CHICHORRO, José F; VASCONCELOS, Livia V. Composição botânica da dieta de bovinos em pastagem natural do cerrado mato-grossense. **Ciência Anim. Bras.**, v. 9, n. 2, p. 346–356, 2008.
- 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. **J. Dairy Sci.**, v. 72, n. 10, p. 2746–2759, 1989. ISSN 00220302.

BERCHIELLI, Telma Teresinha; PIRES, Alexandre Vaz; OLIVEIRA, Simone Gisele de (Ed.). **Nutrição de Ruminantes**. Jaboticabal: Funep, 2006. 583 p. ISBN 85-87632-72-8.

BIKKER, J.P.; LAAR, H van; RUMP, P; DOORENBOS, J; MEURS, K van; GRIFFIOEN, G.M.; DIJKSTRA, J. Technical note: Evaluation of an ear-attached movement sensor to record cow feeding behavior and activity. **J. Dairy Sci.**, Elsevier, v. 97, n. 5, p. 2974–2979, may 2014. ISSN 00220302.

BISCHOFF, C; FUGLSANG-FREDERIKSEN, A; VENDELBO, L; SUMNER, A. Standards of instrumentation of EMG. **Recomm. Pract. Clin. Neurophysiol. Guidel. Int. Fed. Clin. Neurophysiol. 2nd Revis. Enlarg. ed. Elsevier, Amsterdam**, p. 199–211, 1999.

BITSz Engineering. **Myo-Sensor MS15**. [S.l.]: BITSz engineering, 2015.

BOMFIM, Erika Ramos Prazeres; PINTO, José Cardoso; SALVADOR, Nilson; MORAIS, Augusto Ramalho De; ANDRADE, Ivo Francisco de; ALMEIDA, Omer Cavacanti de. Efeito do tratamento físico associado à adubação em pastagem degradada de braquiária, nos teores de proteína bruta, fibra em detergente neutro e fibra em detergente ácido. **Ciência e Agrotecnologia**, v. 27, n. 4, p. 912–920, aug 2003. ISSN 1413-7054.

BOOYSE, D G; HARMSE, G; BOOMKER, E A. Construction and insertion of oesophageal cannulae for use in domestic ruminants. **J. S. Afr. Vet. Assoc.**, v. 80, n. 4, p. 270–3, dec 2009. ISSN 1019-9128. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20458872>>.

BOR, Martin; VIDLER, John; ROEDIG, Utz. LoRa for the Internet of Things. In: **Proc. 2016 Int. Conf. Embed. Wirel. Syst. Networks**. Junction Publishing, 2016. p. 361–366. ISBN 978-0-9949886-0-7. Disponível em: <<http://eprints.lancs.ac.uk/77615/>>.

BOTH, M. C.; SILVA, M. A.; FISCHER, V.; SEIDEL, E. Utilização da técnica de coleta manual para estimativa do consumo de forragens por ovinos em pastejo. In: **XXVI Reun. Anu. da Soc. Bras. Zootec.** Porto Alegre: [s.n.], 1999.

BRASIL. **Lei No. 9472, de 16 de Julho de 1997**. 1997. 2014–2016 p. Disponível em: <https://www.planalto.gov.br/CCivil_03/Leis/L9472.htm>.

BRAUN, Ueli; TRÖSCH, Luzia; NYDEGGER, Franz; HÄSSIG, Michael. Evaluation of eating and rumination behaviour in cows using a noseband pressure sensor. **BMC Vet. Res.**, v. 9, n. 1, p. 164, 2013. ISSN 1746-6148.

BÜCHEL, Simona; SUNDRUM, Albert. Technical note: Evaluation of a new system for measuring feeding behavior of dairy cows. **Comput. Electron. Agric.**, v. 108, p. 12–16, oct 2014. ISSN 01681699.

CALABRIA, Anthony. Understanding lead-off detection in ECG. n. May 2012, p. 16, 2015. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/an/sbaa196a/sbaa196a.pdf>>.

CALAMARI, L; SORIANI, N; PANELLA, G; PETRERA, F; MINUTI, A; TREVISI, E. Rumination time around calving: An early signal to detect cows at greater risk of disease. **J. Dairy Sci.**, Elsevier, v. 97, n. 6, p. 3635–3647, jun 2014. ISSN 00220302.

CAMPANA, Ludmila Lacerda; MODESTO, Elisa Cristina; BARROS, Ana Carolina Carvalho de; ZANELLA, Pablo Gilliardi; CARVALHO, Carlos Augusto Brandão de; Camargo Filho,

Sérgio Traballi. Ingestive behavior of crossbred heifers in four seasons related to the structure of stargrass pasture. **Acta Sci. Anim. Sci.**, v. 37, n. 1, p. 67, feb 2015. ISSN 1807-8672. Disponível em: <<http://periodicos.uem.br/ojs/index.php/ActaSciAnimSci/article/view/24787>>.

CAMPOS, Daniel Prado de. **Avaliação do Comportamento Ingestivo Utilizando Eletromiografia de Superfície do Músculo Masseter**. 163 p. Tese (Mestrado em Engenharia Elétrica) — Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Pato Branco, 2016.

CAMPOS, Daniel Prado de; ABATTI, Paulo Jose; BERTOTTI, Fabio Luiz; Finkler da Silveira, Andre Luis; HILL, Joao Ari Gualberto. Surface electromyography measurements for ingestive behaviour identification on goats. In: **2016 IEEE 7th Lat. Am. Symp. Circuits Syst.** Florianopolis: IEEE, 2016. p. 271–274. ISBN 978-1-4673-7835-2. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=7451062>>.

Carvalho Filho, Orlando Monteiro de. **Uso e Manejo de Bovinos Fistulados no Esofago em Ensaio de Pastejo**. Petrolina: EMBRAPA-CPATSA, 1981. 24 p. Disponível em: <<http://ainfo.cnptia.embrapa.br/digital/bitstream/CPATSA/6867/1/SDC8.pdf>>.

CARVALHO, Paulo César de Faccio; KOZLOSKI, Gilberto Vilmar; Ribeiro Filho, Henrique Mendonça Nunes; REFFATTI, Mônica Vizzotto; GENRO, Teresa Cristina Moraes; EUCLIDES, Valéria Pacheco Batista. Avanços metodológicos na determinação do consumo de ruminantes em pastejo. **Rev. Bras. Zootec.**, v. 36, p. 151–170, jul 2007. ISSN 1806-9290.

CARVALHO, Paulo César de Faccio; MORAES, Anibal de. Comportamento ingestivo de ruminantes: bases para o manejo sustentável do pasto. In: **Manejo Sustentável em Pastagem**. Maringá: UEM, 2005. v. 1, p. 1–20.

CARVALHO, Paulo César de Faccio; TRINDADE, Julio Kuhn da; MEZZALIRA, Jean Carlos; POLI, Cesar Henrique Espírito Candal; NABINGER, Carlos; GENRO, Teresa Cristina Moraes; GONDA, Horacio Leandro. Do bocado ao pastoreio de precisão: compreendendo a interface plantaanimal para explorar a multi-funcionalidade das pastagens. **Rev. Bras. Zootec.**, v. 38, n. spe, p. 109–122, jul 2009. ISSN 1806-9290.

CHACON, E.; STOBBS, T. H.; SANDLAND, R. L. Estimation of herbage consumption by grazing cattle using measurements of eating behaviour. **Grass Forage Sci.**, v. 31, n. 2, p. 81–87, jun 1976. ISSN 01425242. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1111/j.1365-2494.1976.tb01122.x>>.

CHAMBERS, A. R. M.; HODGSON, J.; MILNE, J. A. The development and use of equipment for the automatic recording of ingestive behaviour in sheep and cattle. **Grass Forage Sci.**, Blackwell Publishing Ltd, v. 36, n. 2, p. 97–105, jun 1981. ISSN 0142-5242. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1111/j.1365-2494.1981.tb01545.x>>.

CHANG, Kang Ming; LIU, Shin Hong; WU, Xuan Han. A wireless sEMG recording system and its application to muscle fatigue detection. **Sensors**, v. 12, n. 1, p. 489–499, 2012. ISSN 14248220.

CLAPHAM, William M.; FEDDERS, James M.; BEEMAN, Kim; NEEL, James P S. Acoustic monitoring system to quantify ingestive behavior of free-grazing cattle. **Comput. Electron. Agric.**, Elsevier B.V., v. 76, n. 1, p. 96–104, 2011. ISSN 01681699.

DANG, Dung; LELE, Atul. **Designing an Ultra-Low-Power (ULP) Application With MSP432™ Microcontrollers**. Texas Instruments, 2015. 1–12 p. Disponível em: <<http://www.ti.com.cn/cn/lit/an/slaa668/slaa668.pdf>>.

De Luca, Carlo J. Physiology and Mathematics of Myoelectric Signals. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, BME-26, n. 6, p. 313–325, jun 1979. ISSN 0018-9294.

DECRUYENAERE, Virginie; BULDGEN, André; STILMANT, Didier. Factors affecting intake by grazing ruminants and related quantification methods: a review. v. 13, n. 4, p. 559–573, 2009.

DENARDIN, Gustavo Weber. **Roteamento geográfico para redes de sensores e atuadores sem fio em redes urbanas de comunicação**. 160 p. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) — Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, 2012. Disponível em: <http://cascavel.ufsm.br/tede/tde%7B_%7Dbusca/arquivo.php?codArquivo=4650>.

DESNOYERS, M.; BÉCHET, G.; DUVAUX-PONTER, C.; MORAND-FEHR, P.; GIGER-REVERDIN, S. Comparison of video recording and a portable electronic device for measuring the feeding behaviour of individually housed dairy goats. **Small Rumin. Res.**, v. 83, n. 1-3, p. 58–63, 2009. ISSN 09214488.

DUAN, Junwei; CHEN, Changhao; PUN, Sio Hang; WAN, Feng; MAK, Peng Un; HU, Yong; MAK, Pui In; VAL, Mang I.; HU, Yong. A Wearable Wireless General Purpose Bio-signal Acquisition Prototype System for Home Healthcare. In: **2012 Int. Conf. Biomed. Eng. Biotechnol.** IEEE, 2012. p. 1176–1179. ISBN 978-0-7695-4706-0. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6245339>>.

EMBRAPA. **Visão 2014 - 2034: O Futuro do Desenvolvimento Tecnológico da Agricultura Brasileira**. Brasília: Embrapa, 2014.

ERIZIAN, Choren. Eine neue Methode zur Bestimmung der vom Vieh gefressenen Menge Weidewerks. **Zeitschrift für Tierzüchtung und Züchtungsbiologie einschließlich Tierernährung**, Wiley Online Library, v. 25, n. 1-3, p. 443–459, jan 1932. ISSN 01799770. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1111/j.1439-0388.1932.tb00841.x>>.

FREED, Adam; CHAN, Adrian D C; LEMAIRE, Edward D.; PARUSH, Avi. Wearable EMG analysis for Rehabilitation (WEAR) - Surface electromyography in clinical gait analysis. In: **2011 IEEE Int. Symp. Med. Meas. Appl.** IEEE, 2011. p. 601–604. ISBN 978-1-4244-9336-4. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5966728>>.

FREITAS, Rogério Edivaldo. **Exportações agropecuárias brasileiras: uma avaliação dos produtos líderes no período 1989-2012**. Rio de Janeiro: Instituto de Pesquisa Econômica Aplicada (Ipea), 2014. Disponível em: <<http://hdl.handle.net/11058/3113>>.

GALLI, J.R.; CANGIANO, C.A.; DEMMENT, M.W.; LACA, E.A. Acoustic monitoring of chewing and intake of fresh and dry forages in steers. **Anim. Feed Sci. Technol.**, v. 128, n. 1-2, p. 14–30, may 2006. ISSN 03778401. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0377840105003688>>.

GENRO, Teresa Cristina Moraes; NABINGER, Carlos. **Considerações para o Uso Sustentável da Pastagem Natural com Diferentes Intensidades de Uso**. Bagé: Embrapa Pecuária Sul, 2009. Disponível em: <<http://ainfo.cnptia.embrapa.br/digital/bitstream/item/63693/1-/DT95.pdf>>.

GIBB, M J. Animal grazing/intake terminology and definitions. **Pasture Ecol. Anim. intake**, v. 3, p. 21–37, 1996.

GIRHEPUNJE, V. G.; CHEDE, Santosh D. Development of low power cardiac telemetry system. In: **2015 Int. Conf. Commun. Networks**. IEEE, 2015. p. 133–137. ISBN 978-1-5090-0051-7. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=7507435>>.

GOMES, S.P.; LEÃO, M.I.; Valadares Filho, S.C.; PAULINO, M.F. Contaminação salivar da extrusa em novilhos alimentados com diferentes volumosos, com e sem suplementação. **Arq. Bras. Med. Veterinária e Zootec.**, v. 58, n. 6, p. 1199–1205, dec 2006. ISSN 0102-0935. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0102-09352006000600032&lng=pt&nrm=iso&tlng=pt>.

GONZÁLEZ, L A; TOLKAMP, B J; COFFEY, M P; FERRET, A; KYRIAZAKIS, I. Changes in feeding behavior as possible indicators for the automatic monitoring of health disorders in dairy cows. **J. Dairy Sci.**, v. 91, n. 3, p. 1017–1028, 2008. ISSN 1525-3198.

HAMMERSTAD, John P. Chapter 15 - Strength and Reflexes. In: GOETZ, Christopher G (Ed.). **Textb. Clin. Neurol. (Third Ed.** 3. ed. Philadelphia: W.B. Saunders, 2007. p. 243–287. ISBN 978-1-4160-3618-0. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9781416036180100153>>.

HANYIK, Taylor; PATOILO, Michaela; RORDEN, Chris. **Open source EEG/ECG/EMG**. Disponível em: <<http://www.mccauslandcenter.sc.edu/crnl/open-source-eeegcgemg>>.

HENDRICK, Tom. **EMG application using ADS1298**. 2011. Disponível em: <https://e2e.ti.com/support/data_converters/precision_data_converters/f/73/t/140817>.

IMTIAZ, Syed Anas; CASSON, Alexander J.; RODRIGUEZ-VILLEGAS, Esther. Compression in Wearable Sensor Nodes: Impacts of Node Topology. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, v. 61, n. 4, p. 1080–1090, apr 2014. ISSN 0018-9294. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6678567>>.

KAJAVA, Sari; FRONDELIUS, Lilli; MONONEN, Jaakko; MUGHAL, Mikaela; ZEHNER, Nils. Validation of RumiWatch pedometers measuring lying , standing and walking of cattle. **Int. Conf. Agric. Eng.**, n. September 2016, p. 6–10, 2014.

KAMEN, G.; GABRIEL, D. A. **Essentials of Electromyography**. [S.l.]: Human Kinetics, 2010. ISBN 9780736067126.

KARAM, Leandro Zen; KALINOWSKI, Alessandra; PEGORINI, Vinicius; ASSMAN, Tangriani S.; RIBEIRO, Richardson; BERTOTTI, Fabio L.; CARDOSO, Rafael; SILVA, Jean Carlos Cardozo da; KALINOWSKI, Hypolito J.; PITTA, Christiano S. R. In vivo analysis of bone strain using fiber Bragg grating sensor and decision tree algorithm in bovine during masticatory movements. In: **2015 SBMO/IEEE MTT-S Int. Microw. Optoelectron. Conf.** IEEE, 2015. v. 2015-Decem, p. 1–4. ISBN 978-1-4673-9492-5. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=7369096>>.

KARAM, L. Z.; PEGORINI, V.; PITTA, C. S. R.; ASSMANN, T. S.; CARDOSO, R.; KALINOWSKI, H. J.; SILVA, J. C. C. Ex vivo determination of chewing patterns using FBG and artificial neural networks. In: LÓPEZ-HIGUERA, José M.; JONES, Julian D. C.; LÓPEZ-AMO,

Manuel; SANTOS, José L. (Ed.). **Proc. SPIE 9157, 23rd Int. Conf. Opt. Fibre Sensors**. Santander: [s.n.], 2014. p. 91573Z. Disponível em: <<http://proceedings.spiedigitallibrary.org/proceeding.aspx?doi=10.1117/12.2057974>>.

_____. Ex vivo determination of chewing patterns using FBG and artificial neural networks. In: LÓPEZ-HIGUERA, José M.; JONES, Julian D. C.; LÓPEZ-AMO, Manuel; SANTOS, José L. (Ed.). **OFS2014 23rd Int. Conf. Opt. Fiber Sensors**. [s.n.], 2014. v. 9634, p. 91573Z. Disponível em: <<http://proceedings.spiedigitallibrary.org/proceeding.aspx?articleid=1877805>>.

KEIL, Ferdinand. Design of a Bluetooth LE connected EMG Recorder. p. 1–5, 2014.

KEMP, Bob; VÄRRI, Alpo; ROSA, Agostinho C; NIELSEN, Kim D; GADE, John. A simple format for exchange of digitized polygraphic recordings. **Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.**, v. 82, n. 5, p. 391–393, may 1992. ISSN 00134694. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0013469492900097>>.

KOC, Basar; SARKAR, Dilip. A Study of Power Consumption on MSP432 Family of Microcontrollers for Lossless Data Compression. p. 70–74, 2015.

KÜHNEL, Claus; RIEMENSCHNEIDER, Frank. **Beyond the Data Sheets of Ultra-Low-Power MCUs: What Does Energy Efficiency Really Mean?** 2015. Disponível em: <http://www.eembc.org/ulpbench/elektroniknet%7B_%7Darticle%7B_%7D2015%7B_%7D07%7B_%7D21/>.

LACA, E. A.; UNGAR, E. D.; DEMMENT, M. W. Mechanisms of handling time and intake rate of a large mammalian grazer. **Appl. Anim. Behav. Sci.**, v. 39, n. 1, p. 3–19, 1994. ISSN 01681591.

LACA, E a; UNGAR, E D; SELIGMAN, N G; RAMEY, M R; DEMMENT, M W. An Integrated Methodology for Studying Short-Term Grazing Behavior of Cattle. **Grass Forage Sci.**, v. 47, n. 1, p. 81–90, 1992. ISSN 0142-5242.

LACA, E. A.; Wallis De Vries, M. F. Acoustic measurement of intake and grazing behaviour of cattle. **Grass Forage Sci.**, v. 55, n. 2, p. 97–104, 2000. ISSN 01425242.

LIBELIUM. **Extreme Range Links: LoRa 868 / 900MHz SX1272 LoRa module for Arduino Waspote and Raspberry Pi**. 2016. Disponível em: <<https://www.cooking-hacks.com/documentation/tutorials/extreme-range-lora-sx1272-module-shield-arduino-raspberry-pi-intel-galileo>>.

LIMA, Josiane Aparecida de; do Nascimento Júnior, Domício; PEREIRA, José Carlos; REGAZZI, Adair José. Seletividade por Bovinos em Pastagem Natural. 1. Composição Botânica. **R. Bras. Zootec**, v. 27, n. 3, p. 434–443, 1998.

LODISH, H; BERK, A; ZIPURSKY, SL. Section 21.1, Overview of Neuron Structure and Function. In: **Mol. Cell Biol**. 4. ed. New York: W. H. Freeman, 2000. cap. 21. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK21535/>>.

LoRa Alliance. LoRaWAN™ Specification. p. 1–82, 2015. Disponível em: <[https://www.lora-alliance.org/portals/0/specs/LoRaWAN Specification 1R0.pdf](https://www.lora-alliance.org/portals/0/specs/LoRaWAN%20Specification%201R0.pdf)>.

LU, Dunqiang; WANG, Wei; CHEN, Yongpeng. Design of surface electromyographic signal acquisition system based on ADS1298. **J. Tianjin Norm. Univ. (Natural Sci. Ed.)**, v. 1, p. 8, 2015. Disponível em: <http://en.cnki.com.cn/Article_en/CJFDTOTAL-TJSD201501008.htm>.

MATSUI, Kanji; OKUBO, Tadakatu. A method for quantification of jaw movements suitable for use on free-ranging cattle. **Appl. Anim. Behav. Sci.**, v. 32, n. 2–3, p. 107–116, 1991.

MERLETTI, Roberto; PARKER, Philip J. (Ed.). **Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications**. [S.l.]: Wiley-IEEE Press, 2004. 520 p. ISBN 978-0-471-67580-8.

MEZZALIRA, Jean Carlos; CARVALHO, Paulo César de Faccio; FONSECA, Lidiane; BREMM, Carolina; REFFATTI, Mônica Vizzotto; POLI, César Henrique Espírito Candal; TRINDADE, Júlio Kuhn da. Aspectos metodológicos do comportamento ingestivo de bovinos em pastejo. **Rev. Bras. Zootec.**, v. 40, n. 5, p. 1114–1120, may 2011. ISSN 1806-9290.

MISGELD, Berno J E; LUKEN, Markus; HEITZMANN, Daniel; WOLF, Sebastian I; LEONHARDT, Steffen. Body-Sensor-Network-Based Spasticity Detection. **IEEE J. Biomed. Heal. Informatics**, v. 20, n. 3, p. 748–755, may 2016. ISSN 2168-2194. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=7244344>>.

Modtronix Engineering. **ANT-RA57-915 Compact Right Angle 915MHz Antenna**. Modtronix Engineering, 2015. Disponível em: <<http://modtronix.com/prod/ant/ant-ra57-915.pdf>>.

NASCIMENTO, Gerlane Karla Bezerra Oliveira; CUNHA, Daniele Andrade da; LIMA, Leilane Maria de; MORAES, Klyvia Juliana Rocha de; PERNAMBUCO, Leandro de Araújo; RÉGIS, Renata Milena Freire Lima; SILVA, Hilton Justino da. Eletromiografia de superfície do músculo masseter durante a mastigação: uma revisão sistemática. **Rev. CEFAC**, v. 14, n. 4, p. 725–731, aug 2012. ISSN 1982-0216.

NICHOLS, G. de la M. Radio transmission of sheep's jaw movements. **New Zeal. J. Agric. Res.**, v. 9, n. 2, p. 468–473, may 1966. ISSN 0028-8233. Disponível em: <<http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/00288233.1966.10420800>>.

NYDEGGER, F; GYGA, L; EGLI, W. Automatic measurement of rumination and feeding activity using a pressure sensor. In: . Aubiere, France: Cemagref, 2010. p. 27.

OECD/FAO. **OECD-FAO Agricultural Outlook 2015**. OECD Publishing, 2015. ISBN 9789264231900. Disponível em: <http://www.oecd-ilibrary.org/agriculture-and-food/oecd-fao-agricultural-outlook-2015_agr_outlook-2015-en>.

ORSTBERG, P E R F; JOSEFSSON, Gustav. **Evaluation of Commercial Analog Front Ends for Pattern Recognition Based Control of Robotic Prostheses**. 1–31 p. Tese (Master's thesis in Biomedical Engineering) — Chalmers University of Technology, Gothenburg, 2011. Disponível em: <<http://publications.lib.chalmers.se/records/fulltext/146425.pdf>>.

OUDSHOORN, F. W.; CORNOU, C.; HELLWING, A. L F; HANSEN, H. H.; MUNKSGAARD, L.; LUND, P.; KRISTENSEN, T. Estimation of grass intake on pasture for dairy cows using tightly and loosely mounted di- and tri-axial accelerometers combined with bite count. **Comput. Electron. Agric.**, Elsevier B.V., v. 99, p. 227–235, 2013. ISSN 01681699. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.compag.2013.09.013>>.

PEDREIRA, Carlos Guilherme Silveira; PEDREIRA, Bruno Carneiro e. Manejo de pastagens tropicais para intensificação da produção. In: **Intensificação da produção Anim. em pastagens An. do 1º Simpósio Pecuária Integr.** Brasília: Embrapa, 2014. ISBN 9788570353610.

PEGORINI, Vinicius; KARAM, Leandro Zen; PITTA, Christiano Santos Rocha; CARDOSO, Rafael; SILVA, Jean Carlos Cardozo da; KALINOWSKI, Hypolito José; RIBEIRO, Richardson; BERTOTTI, Fábio Luiz; ASSMANN, Tangriani Simioni. In vivo pattern classification of ingestive behavior in ruminants using FBG sensors and machine learning. **Sensors (Switzerland)**, v. 15, n. 11, p. 28456–28471, 2015. ISSN 14248220.

PEGORINI, Vinicius; RIBEIRO, Richardson; SILVA, Jean Carlos Cardozo da; ASSMANN, Tangriani Simioni; PITTA, Christiano Santos Rocha; CARDOSO, Rafael. Aprendizagem De Máquina Aplicada Na Classificacao De Padrões De Mastigacao De Ruminantes. In: **XX Congr. Bras. Automática.** Belo Horizonte: [s.n.], 2014. p. 1034–1041.

PENNING, P. D. A technique to record automatically some aspects of grazing and ruminating behaviour in sheep. **Grass Forage Sci.**, v. 38, n. 2, p. 89–96, jun 1983. ISSN 0142-5242. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1111/j.1365-2494.1983.tb01626.x>>.

_____. **Herbage Intake Handbook.** 2. ed. [S.l.]: British Grassland Society, 2004. 191 p. ISBN 9780905944319.

PRUTCHI, David; NORRIS, Michael. **Design and Development of Medical Electronic Instrumentation.** Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc., 2004. 369–404 p. ISSN 0739-5175. ISBN 9780471681847. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1002/0471681849>>.

RADON, Katja; SCHULZE, Anja; EHRENSTEIN, Vera; STRIEN, Rob T van; PRAML, Georg; NOWAK, Dennis. Environmental Exposure to Confined Animal Feeding Operations and Respiratory Health of Neighboring Residents. **Epidemiology**, v. 18, n. 3, p. 300–308, may 2007. ISSN 1044-3983.

RUS, Mihaiela A.; WOBSCHALL, Annabell; STORM, Saskia; KAUFMANN, Otto. Dairy-check - a sensor system for monitoring and analysis of the chewing activity of dairy cows. **Landtechnik**, v. 68, n. 6, p. 395–399, 2013. ISSN 00238082.

RUTTER, S Mark. Graze: A program to analyze recordings of the jaw movements of ruminants. **Behav. Res. Methods, Instruments, Comput.**, v. 32, n. 1, p. 86–92, mar 2000. ISSN 0743-3808. Disponível em: <<http://www.springerlink.com/index/10.3758/BF03200791>>.

RUTTER, S. M.; CHAMPION, R. A.; PENNING, P. D. An automatic system to record foraging behaviour in free-ranging ruminants. **Appl. Anim. Behav. Sci.**, v. 54, n. 2-3, p. 185–195, 1997. ISSN 01681591.

SANTOS, Gladston Rafael De Arruda; BATISTA, Ângela Maria Vieira; GUIM, Adriana; SANTOS, Mércia Virginia Ferreira dos; SILVA, Maria José De Araújo; PEREIRA, Vanda Lúcia Arcanjo. Determinação da composição botânica da dieta de ovinos em pastejo na Caatinga. **Rev. Bras. Zootec.**, v. 37, n. 10, p. 1876–1883, oct 2008. ISSN 1806-9290. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1516-35982008001000023&lng=pt&nrm=iso&tlng=pt>.

SANTOS, Gesmar Rosa dos. Agroindústria no Brasil: um olhar sobre indicadores de porte e expansão regional. **Radar Tecnol. produção e comércio Exter.**, Instituto de Pesquisa Econômica Aplicada (Ipea), Brasília, n. 31, p. 7–19, 2014. Disponível em: <<http://hdl.handle.net/11058-/3957>>.

SCHMIDBAUER, Hardy. **Long Range Wireless Technology Will Enable the Realization of the Internet of Things (IoT)**. Semtech, 2014. Disponível em: <http://components-asiapac.arrow.com/file_system/intranet/NEWS/TIME/id_119/Semtech_mar2014_en.pdf>.

Semtech Corporation. **SX1276/77/78/79 - 137 MHz to 1020 MHz Low Power Long Range Transceiver**. Semtech, 2015. 132 p. Disponível em: <http://www.semtech.com/images/datasheet/sx1276_77_78_79.pdf>.

SHANNON, C.E. Communication in the Presence of Noise. **Proc. IRE**, v. 37, n. 1, p. 10–21, jan 1949. ISSN 0096-8390. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=1697831>>.

SHERRINGTON, Charles Scott. **The integrative action of the nervous system**. 1. ed. New Haven, CT: Yale University Press, 1906. 441 p.

SORIANI, N.; TREVISI, E.; CALAMARI, L. Relationships between rumination time, metabolic conditions, and health status in dairy cows during the transition period. **J. Anim. Sci.**, v. 90, n. 12, p. 4544–4554, dec 2012. ISSN 0021-8812.

STOBBS, T H; COWPER, L J. Automatic measurement of the jaw movements of dairy cows during grazing and rumination. **Trop. Grasslands**, v. 6, n. 2, p. 107–112, 1972.

TANI, Yukinori; YOKOTA, Yasunari; YAYOTA, Masato; OHTANI, Shigeru. Automatic recognition and classification of cattle chewing activity by an acoustic monitoring method with a single-axis acceleration sensor. **Comput. Electron. Agric.**, v. 92, p. 54–65, mar 2013. ISSN 01681699. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.compag.2013.01.001> <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0168169913000069>>.

Texas Instruments. **ADS1298ECG-FE/ADS1198ECG-FE ECG Front-End Performance Demonstration Kit User's Guide**. 2012. 1–65 p.

_____. **ADS129x Low-Power, 8-Channel, 24-Bit Analog Front-End for Biopotential Measurements**. 2015. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1298.pdf>>.

_____. **Texas Instruments introduces 32-bit MSP432™ microcontrollers (MCUs): Ultra-low-power at its best, performance at its core**. 2015. Disponível em: <<http://newscenter.ti.com/2015-03-24-Texas-Instruments-introduces-32-bit-MSP432-microcontrollers-MCUs-Ultra-low-power-at-its-best-performance-at-its-core>>.

THAKOR, Nitish V. Biopotentials and electrophysiology measurement. **Meas. Instrumentation, Sensors Handb.**, CRC Press Boca Raton, FL, USA, v. 74, 1999.

THORNTON, Philip K. Livestock production: recent trends, future prospects. **Philos. Trans. R. Soc. B Biol. Sci.**, v. 365, n. 1554, p. 2853–2867, sep 2010. ISSN 0962-8436. Disponível em: <<http://rstb.royalsocietypublishing.org/cgi/doi/10.1098/rstb.2010.0134>>.

TRAD, Ayana. Brasil pode melhorar ainda mais exportações agrícolas. **desafios do Desenvolv.**, n. 83, p. 72–75, jun 2015.

TRINDADE, Júlio Kuhn Da; CARVALHO, Paulo César de Faccio; NEVES, Fabio Pereira; PINTO, Cassiano Eduardo; GONDA, Horacio Leandro; NADIN, Laura Beatriz; CORREIA, Luis Henrique Silva. Potencial de um método acústico em quantificar as atividades de bovinos em pastejo. **Pesqui. Agropecuária Bras.**, v. 46, n. 8, p. 965–968, aug 2011. ISSN 0100-204X. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0100-204X2011000800025&lng=pt&nrm=iso&tlng=pt>.

TRINDADE, Júlio Kuhn da. **Modificações na estrutura do pasto e no comportamento ingestivo de bovinos durante o rebaixamento do capim-marandu submetido a estratégias de pastejo rotacionado**. Tese (Mestrado em Ciência Animal e Pastagens) — Universidade de São Paulo, Piracicaba, 2007. Disponível em: <<http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/11/11139-tde-12042007-165145/publico/JulioTrindade.pdf>>.

TÜRKER, Kemal S. Electromyography: Some Methodological Problems and Issues. **Phys. Ther.**, v. 73, n. 10, p. 698–710, oct 1993.

USAKLI, Ali Bulent. Improvement of EEG signal acquisition: An electrical aspect for state of the Art of front end. **Comput. Intell. Neurosci.**, v. 2010, 2010. ISSN 16875265.

WILLIAMS, Susan H.; VINYARD, Christopher J.; WALL, Christine E.; HYLANDER, William L. Masticatory motor patterns in ungulates: a quantitative assessment of jaw-muscle coordination in goats, alpacas and horses. **J. Exp. Zool. Part A Ecol. Genet. Physiol.**, v. 307A, n. 4, p. 226–240, apr 2007. ISSN 19325223. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1002/jez.362>>.

WOSNIAK, C; SILVA, W J; CARDOSO, R; ASSMANN, T S; HILL, J a G; SILVEIRA, A. L. F.; SOUSA, K M; KALINOWSKI, H J; SILVA, J. C. C. Determination of chewing patterns in goats using fiber Bragg gratings. In: LIAO, Yanbiao; JIN, Wei; SAMPSON, David D.; YAMAUCHI, Ryozi; CHUNG, Youngjoo; NAKAMURA, Kentaro; RAO, Yunjiang (Ed.). **22nd Int. Conf. Opt. Fiber Sensors**. [s.n.], 2012. v. 8421, n. September 2016, p. 84214F–84214F–4. ISBN 0277786X; 9780819491039 (ISBN). ISSN 0277786X. Disponível em: <<http://proceedings.spiedigitallibrary.org/proceeding.aspx?articleid=1381423>>.

ZEHNER, N; NIEDERHAUSER, J J; NYDEGGER, F; 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: **Proc. Int. Conf. Agric. Eng. CIGR-Ageng**. Valencia: [s.n.], 2012. p. C–0438. Disponível em: <https://www.rumiwatch.ch/files/Zehner-et-al-2012_Validation-of-RumiWatch_CIGR-AGENG-2012.pdf>.

ZHANG, Yihang; SUN, Guangmin; YANG, Yuchen. 12-Lead ECG Data Acquisition System Based on ADS1298. **Procedia Eng.**, v. 29, p. 2103–2108, 2012. ISSN 18777058. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.proeng.2012.01.270> <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1877705812002809>>.

APÊNDICE A

DETALHES MODULAÇÃO LORA

A Tabela 6 apresenta algumas combinações dos três parâmetros da modulação LoRa e a relação com a sensibilidade, taxa de dados, alcance e consumo de bateria. A combinação utilizada nesse trabalho corresponde a ultima linha da tabela, provendo menor sensibilidade e alcance, porém com impacto reduzido sobre o consumo da bateria e a maior taxa de dados possível.

Tabela 6 – Relação dos parâmetros da modulação LoRa com relação a taxa de dados, alcance do sinal, sensibilidade e impacto de bateria.

Fonte: Adaptado de Libelium (2016).

BW [kHz]	CR	SF	Sensibilidade [dB]	Observações
125	4/5	12	-134	máximo alcance, maior sensibilidade, menor taxa de dados, maior impacto de bateria.
250	4/5	12	-131	
125	4/5	10	-129	
500	4/5	12	-128	
250	4/5	10	-126	
500	4/5	11	-125,5	
250	4/5	9	-123	
500	4/5	9	-120	
500	4/5	8	-117	
500	4/5	7	-114	mínimo alcance, maior taxa de dados, menor impacto de bateria.