

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

LUIAN HALISSON ZANONI

**DESENVOLVIMENTO DE UM ENLACE DE COMUNICAÇÃO E
ALIMENTAÇÃO PARA UM SISTEMA DE TELEMETRIA COM UNIDADE
SENSORIA MICROCONTROLADA**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

PATO BRANCO

2015

LUIAN HALISSON ZANONI

**DESENVOLVIMENTO DE UM ENLACE DE COMUNICAÇÃO E
ALIMENTAÇÃO PARA UM SISTEMA DE TELEMETRIA COM UNIDADE
SENSORIA MICROCONTROLADA**

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

Orientador: Prof. Dr. Fábio Luiz Bertotti

PATO BRANCO

2015

TERMO DE APROVAÇÃO

O trabalho de diplomação intitulado **Desenvolvimento De Um Enlace De Comunicação E Alimentação Para Um Sistema De Telemetria Com Unidade Sensora Microcontrolada**, do aluno **Luian Halisson Zanoni** foi considerado **APROVADO** de acordo com a ata da banca examinadora N° 67 de 2015.

Fizeram parte da banca os professores:

Fabio Luiz Bertotti

Fábio Brignol De Moraes

Gustavo Gomes Kuhn

AGRADECIMENTOS

Para que fosse possível realizar esse trabalho com êxito, várias pessoas e entidades fizeram parte, colaborando e auxiliando no desenvolvimento do mesmo, portanto devo agradecer aos mesmos.

Ao professor Dr. Fábio Luiz Bertotti pela orientação e apoio no desenvolvimento do projeto.

Aos meus pais e parentes pela ajuda e apoio no período de trabalho nesse projeto.

A minha namorada Ana Paula pelo apoio incondicional durante todo o período de trabalho no projeto, entendendo em todos os momentos a importância e dificuldade do mesmo.

Aos meus amigos e colegas, pela ajuda em laboratório, no decorrer do semestre.

A UTFPR pela infraestrutura e materiais utilizados no projeto.

E a todos que de alguma forma ajudaram no desenvolvimento do trabalho, facilitando que o mesmo fosse concluído.

RESUMO

ZANONI, Luian Halisson. **Desenvolvimento de um Enlace de Comunicação e Alimentação para um Sistema de Telemetria com Unidade Sensora Microcontrolada**. 2015. 117 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Elétrica) na Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Pato Branco, 2015.

O presente trabalho aborda o desenvolvimento de um enlace de comunicação de dados e alimentação aplicado a um sistema de telemetria formado por uma unidade sensora microcontrolada e uma unidade de leitura. Através de um enlace indutivo, a unidade de leitura é capaz de prover alimentação e estabelecer comunicação de dados com a unidade sensora, a qual possui um circuito de alimentação, um microcontrolador e um sensor. O enlace indutivo é formado por três bobinas, sendo duas na unidade de leitura e uma na unidade sensora. Um gerador de sinais e um driver na unidade de leitura permitem que energia seja enviada à unidade sensora através de campo magnético oriundo do acoplamento das bobinas do enlace. A unidade sensora envia os dados digitais obtidos para a unidade de leitura através do uso de um modulador LSK. Um demodulador situado na unidade de leitura resgata os dados que são recebidos e processados por um microcontrolador, o qual disponibiliza o resultado da medição a um computador, utilizando comunicação serial com o mesmo. Os resultados obtidos mostraram que a unidade sensora funciona com uma distância de acoplamento de até 21 mm entre as bobinas das unidades de leitura e sensora para uma taxa de comunicação de 9600 bps, enquanto que a taxa máxima de comunicação de dados atingida foi de 38400 kbps para 10 mm de distância. Acredita-se que o enlace desenvolvido, passando por um processo de miniaturização, possa ser utilizado em sistemas de biotelemetria para a avaliação de fenômenos biológicos ou eventos fisiológicos no interior do corpo humano.

Palavras-chave: Telemetria, transferência de energia, enlace indutivo, comunicação de dados.

ABSTRACT

ZANONI, Luian Halisson. **Development of a Communication and Power Link to a Telemetry System with Unit Sensing microcontrolled**. 2015. 117 f. Graduation Conclusion Work (Graduation in electric engineering) – Federal University of Technology – Paraná. Pato Branco, 2015.

The present paper describes the development of a data communication and power link applied to a telemetry system formed by a microcontrolled sensor unit and a reading unit. Via an inductive link developed, the reading unit is able to provide power and establish data communication with the sensor unit that has a supply circuit, a microcontroller, and a sensor. The inductive link consists of three coils, two of them are reading units and one is a sensor unit. A signal generator and a driver in the reading drive allow energy to be sent to the sensor unit via magnetic field generated by the coupling of the link coils. The sensor unit sends the digital data to the reading unit by using a modulator LSK. A demodulator located in the drive recovers the data that is received and processed by a microcontroller, which provides the measurement result to a computer, by means of a serial communication between the computer and the microcontroller. The obtained results show that the sensor unit operates at a coupling distance of up to 21 mm between the coils of the reading and sensing units to a communication rate of 9600 bps, whereas the maximum data communication rate achieved was 38400 bps at 10 mm of distance. It is believed that the developed inductive link, through a miniaturization process, can be used in biotelemetry systems for assessing biological phenomena or physiological events in the human body.

Keywords: Telemetry, power transfer, inductive link, data communication.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Circuitos magneticamente acoplados.	23
Figura 2 - Circuitos do transformador isolado e do autotransformador.	23
Figura 3 - Representação de indutores magneticamente acoplados.	24
Figura 4 - Modelo obtido a partir do modelo T de transformadores.....	26
Figura 5 - Arquitetura básica dos enlaces indutivos com 2 bobinas.....	27
Figura 6 - Circuito equivalente do enlace indutivo que utiliza 2 bobinas utilizando o modelo T de transformadores.	27
Figura 7 - Circuito equivalente do enlace com duas bobinas.	28
Figura 8 - Arquitetura básica dos enlaces indutivos com 3 bobinas.....	28
Figura 9 - Arquitetura básica dos enlaces indutivos com "n" bobinas.	29
Figura 10 - Princípio de funcionamento do enlace.	30
Figura 11 - Sistemas com múltiplas bobinas.....	33
Figura 12 - Exemplos de técnicas de modulação.....	34
Figura 13 - Sistema de biotelemetria utilizando comunicação através de rádio.....	35
Figura 14 - Identificação dos microcontroladores da família MSP430.....	40
Figura 15 - Diagrama de blocos do sistema de biotelemetria proposto.....	42
Figura 16 - Ponte completa e meia ponte de diodos para retificação.....	44
Figura 17 - Formato utilizado na confecção das bobinas.....	46
Figura 18 - Enlace indutivo proposto.....	48
Figura 19 - Esquema utilizado na medição das indutâncias das bobinas.	49
Figura 20 - Diagrama de blocos do demodulador ASK.	50
Figura 21 - Circuito utilizado na modulação de dados.....	51
Figura 22 - Diagrama de blocos do circuito demodulador LSK.	52
Figura 23 - Circuito utilizado na demodulação dos dados recebidos.	53
Figura 24 - Diagrama de blocos do driver de alimentação do enlace indutivo.....	55
Figura 25 - Circuito utilizado no driver de alimentação do enlace.....	56
Figura 26 - Circuito de retificação e regulação de tensão utilizado.	57
Figura 27 - Esquema utilizado para a avaliação prática do sistema.....	59
Figura 28 - Forma de onda de tensão na saída do circuito de driver conectado ao enlace indutivo utilizado na avaliação prática da alimentação do enlace.....	60

Figura 29 - Forma de onda da tensão induzida na bobina do transmissor na avaliação prática do sistema de alimentação do enlace.....	61
Figura 30 - Forma de onda da tensão induzida na bobina da unidade sensora na avaliação prática do sistema de alimentação do enlace.	61
Figura 31 - Gráfico da distância em relação a tensão induzida na bobina da unidade sensora na avaliação prática do sistema de alimentação.	63
Figura 32 - Imagem das bobinas utilizadas no trabalho.	63
Figura 33 - Forma de onda obtida após o circuito de retificação da unidade sensora na avaliação prática do sistema de alimentação.	64
Figura 34 - Forma de onda obtida na entrada do regulador de tensão da unidade sensora na avaliação prática do sistema de alimentação.	65
Figura 35 - Forma de onda obtida na saída do regulador de tensão utilizado na unidade sensora na avaliação prática do sistema de alimentação.	65
Figura 36 - Forma de onda utilizada para representar os dados na simulação do circuito modulador.	67
Figura 37 - Forma de onda obtida na bobina de driver com a modulação LSK na simulação do circuito modulador.	67
Figura 38 - Comparação da forma de onda que representa os dados e a modulação LSK na simulação do circuito modulador.	68
Figura 39 - Forma de onda que representa os dados na avaliação prática do sistema de modulação de dados da unidade sensora.....	68
Figura 40 - Forma de onda resultante na bobina da unidade sensora com a modulação na avaliação prática do circuito modulador de dados.....	69
Figura 41 - Forma de onda da tensão induzida na bobina de transmissor na avaliação prática do circuito modulador de dados.....	69
Figura 42 - Forma de onda na bobina de driver resultante da modulação de dados na avaliação prática do circuito modulador de dados.....	70
Figura 43 - Forma de onda da tensão sobre o resistor R_{DEM} na avaliação prática do circuito modulador de dados.	70
Figura 44 - Imagem do circuito utilizado na unidade sensora do sistema.	71
Figura 45 – Simulação do circuito demodulador. (a) Entrada utilizada para simulação do circuito demodulador de dados (b) Saída do circuito comparador 1.....	72
Figura 46 – Simulação do circuito demodulador. (a) Saída obtida após o estágio de filtragem, (b) Saída do circuito (dados).....	72
Figura 47 - Comparação da entrada com a saída na simulação do circuito demodulador.	73

Figura 48 - Simulação do circuito demodulador com ruído. (a) Sinal LSK com ruídos, (b) Saída do comparador 1.....	73
Figura 49 - Simulação do circuito demodulador com ruído. (a) Entrada do comparador 2, (b) Saída de dados.....	74
Figura 50 - Comparação da entrada com a saída na simulação do circuito demodulador com ruídos na entrada.....	74
Figura 51 - Forma de onda de entrada do circuito demodulador de dados na avaliação prática do circuito demodulador de dados.....	75
Figura 52 - Forma de onda de saída do comparador 1 do circuito demodulador de dados na avaliação prática do circuito demodulador de dados.....	76
Figura 53 - Forma de onda de entrada do comparador 2 do circuito demodulador de dados na avaliação prática do circuito demodulador de dados.....	76
Figura 54 - Forma de onda de saída do comparador 2 do circuito demodulador de dados na avaliação prática do circuito demodulador de dados.....	77
Figura 55 - Forma de onda de saída do circuito demodulador de dados na avaliação prática do circuito demodulador de dados.....	77
Figura 56 - Comparação das formas de onda de entrada e saída do circuito demodulador de dados na avaliação prática do circuito demodulador de dados.....	78
Figura 57 - Imagem do circuito demodulador desenvolvido e utilizado no trabalho.....	78
Figura 58 - Terminal UART utilizado na comunicação entre o MSP430G2553 e o computador para o ajuste de frequência do sinal gerado pelo AD9850 (software Putty).	80
Figura 59 - (a) Simulação da saída do AD9850 e (b) saída do filtro passa altas do circuito de driver.....	81
Figura 60 – Simulação do driver de alimentação. (a) Sinal após o estágio de amplificação de sinal com ganho de tensão $A_v = 16.5$ e (b) entrada e sinal resultante na saída do circuito de driver.....	82
Figura 61 - Comparação da saída do AD9850 com a saída do circuito de driver na avaliação prática do driver de alimentação do enlace.....	82
Figura 62 – Imagem do protótipo do circuito de driver utilizado na alimentação do enlace.....	83
Figura 63 - Forma de onda de dados na saída do microcontrolador da unidade sensora.....	84
Figura 64 - Forma de onda obtida na bobina da unidade sensora com a modulação de dados na avaliação prática do sistema.....	85
Figura 65 - Forma de onda obtida na bobina de driver com a modulação de dados na avaliação prática do sistema.....	85

Figura 66 - Forma de onda obtida sobre o resistor R_{LSK} com a modulação de dados na avaliação prática do sistema.	86
Figura 67 - Forma de onda de saída do comparador 1 do circuito demodulador de dados na avaliação pratica do sistema.....	86
Figura 68 - Forma de onda de entrada do comparador 2 do circuito demodulador de dados na avaliação prática do sistema.....	87
Figura 69 - Forma de onda de saída do comparador 2 do circuito demodulador de dados na avaliação do sistema.	87
Figura 70 - Forma de onda obtida na saída do circuito demodulador de dados na avaliação prática do sistema.	88
Figura 71 - Imagem dos Bytes recebidos pela unidade de leitura e apresentados na tela do computador.....	89
Figura 72 - Imagem dos valores de temperatura recebidos pela unidade de leitura apresentados no terminal do computador.	90
Figura 73 - Imagem dos valores de temperatura enviados pela unidade sensora e recebidos pela unidade de leitura apresentados no terminal do computador com uma taxa de transferência de 9600 bits/s.....	90
Figura 74 - Forma de onda de dados na saída do circuito demodulador utilizando uma taxa de 9600 <i>bits/s</i>	91
Figura 75 - Forma de onda de dados na saída do microcontrolador da unidade sensora utilizando uma taxa de 9600 <i>bits/s</i>	91
Figura 76 - Imagem dos dados enviados pela unidade sensora e recebidos pela unidade de leitura apresentados no terminal do computador com uma taxa de transferência de 38400 bits/s.	92
Figura 77 - Imagem do sistema de telemetria desenvolvido.	93
Figura 78 - Saída do AD9850 na avaliação prática do circuito de driver de alimentação do enlace.....	109
Figura 79 - Saída do filtro passa alta na avaliação prática do circuito de driver de alimentação do enlace.....	110
Figura 80 - Saída do circuito de driver na avaliação prática do driver de alimentação do enlace.....	110
Figura 81 - Imagem dos recebidos pela unidade de leitura apresentados no terminal do computador com uma taxa de transferência de 19200 bits/s.	111
Figura 82 - Forma de onda de dados na saída do circuito demodulador de dados utilizando uma taxa de transferência de dados de 19200 <i>bits/s</i>	112
Figura 83 - Forma de onda de dados na saída do microcontrolador da unidade sensora utilizando uma taxa de transferência de dados de 19200 bits/s.	112

Figura 84 - Imagem dos dados recebidos pela unidade de leitura apresentados no terminal do computador com uma taxa de transferência de 28800 bits/s.	113
Figura 85 - Forma de onda de dados na saída do circuito demodulador de dados utilizando uma taxa de transferência de dados de 28800 bits/s.	113
Figura 86 - Forma de onda de dados na saída do microcontrolador da unidade sensora utilizando uma taxa de transferência de dados de 28800 bits/s.	114
Figura 87 -Imagens dos dados recebidos pela unidade de leitura e apresentados no terminal do computador com uma taxa de 38400 bits/s.	114
Figura 88 - Forma de onda de dados na saída do circuito demodulador da unidade de leitura utilizando uma taxa de transferência de dados de 38400 bits/s.	115
Figura 89 - Forma de onda de dados na saída do microcontrolador da unidade sensora utilizando uma taxa de transferência de dados de 38400 bits/s.	115

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Comparação entre as técnicas de modulação quanto a transferência de bits em trabalhos anteriores.....	38
Tabela 2 - Características gerais das famílias MSP430	40
Tabela 3 - Valores utilizados no enlace indutivo proposto.....	49
Tabela 4 - Valores dos componentes utilizados no circuito da unidade sensora.	52
Tabela 5 - Valores dos componentes utilizados no circuito demodulador	54
Tabela 6 - Valores dos componentes utilizados no circuito de driver de alimentação.	57
Tabela 7 - Valores de pico a pico da tensão induzida na bobina da unidade sensora na avaliação prática da alimentação do enlace.....	62
Tabela 8 - Valores de <i>baud rate</i> e distância entre as bobinas alcançados no trabalho.	92

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Comparativo das técnicas de alimentação da unidade sensora.....	31
Quadro 2 - Características modulação ASK.....	36
Quadro 3 - Características modulação FSK.....	36
Quadro 4 - Características modulação OOK.....	36
Quadro 5 - Características modulação LSK.....	37
Quadro 6 - Características modulação PSK.....	37
Quadro 7 - Formato do pacote de dados a serem enviados pela unidade sensora. .	79

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A/D	Analogico para Digital.
ASK	<i>Amplitude Shift Keying.</i>
Av	Ganho de tensão.
BMI	<i>Brain-machine interface.</i>
bps	Bits por segundo.
C	Capacitância.
CC	Corrente contínua.
CCS	<i>Code Composer Studio.</i>
CI	Circuito Integrado.
CPU	Unidade Central de Processamento.
CRC	<i>Cyclic Redundancy Checker.</i>
DMA	<i>Direct Memory Access.</i>
FRAM	<i>Ferro-Electric Random Access Memory.</i>
FSK	<i>Frequency Shift Keying.</i>
GND	<i>Ground.</i>
I/O	<i>In/Out.</i>
I2C	<i>Inter-Integrated Circuit.</i>
IDE	<i>Integrated Development Environment.</i>
k	Coefficiente de acoplamento.
L	Indutância própria.
LSK	<i>Load Shift Keying.</i>
M	Indutância Mútua.
mm	Milímetros.
OOK	<i>On-Off Keying.</i>
PSK	<i>Phase Shift Keying.</i>
PWM	<i>Pulse-Width Modulation.</i>
Q	Fator de Qualidade.
R	Resistência.
RF	Radiofrequência.
RISC	<i>Reduced Instruction Set Computer.</i>
RMS	Root Mean Square.
Rsensor	Resistência do sensor.
RTC	Real-Time Clock.
SPI	<i>Serial Peripheral Interface.</i>
SRAM	Static Random Access Memory.
UART	<i>Universal Asynchronous Receiver/Transmitter.</i>
USB:	Full-Speed Universal Serial Bus.
USCI	<i>Universal Serial Communication Interfaces.</i>
V	Tensão.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
1.1	OBJETIVO GERAL	18
1.1.1	Objetivos específicos	18
1.2	JUSTIFICATIVA DO TRABALHO	18
1.3	ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO	19
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	20
2.1	ENGENHARIA BIOMÉDICA	20
2.1.1	Biotelemetria	21
2.2	ENLACES INDUTIVOS	22
2.2.1	Características dos enlaces indutivos	24
2.2.2	Alimentação da Unidade Sensora	29
2.2.3	Comunicação de dados entre unidade sensora e de leitura	33
2.3	SISTEMAS MICROCONTROLADOS	37
2.3.1	Microcontroladores	38
2.3.2	Família de microcontroladores MSP430	39
2.3.3	Ferramenta de desenvolvimento de firmware	40
3	MATERIAIS E MÉTODOS	42
3.1	MATERIAIS UTILIZADOS	45
3.1.1	Bobinas	45
3.1.2	Kits de Desenvolvimento de Microcontroladores utilizado na Unidade de Leitura	46
3.1.3	Kit de Desenvolvimento de Microcontroladores utilizado na Unidade sensora	47
3.2	METODOLOGIA	47
3.2.1	Enlace Indutivo	48
3.2.2	Sistema para Comunicação de Dados	49
3.2.3	Circuito de driver para alimentação do enlace indutivo	55
3.2.4	Circuito Retificador e Regulador de Tensão da Unidade sensora	57
3.2.5	Sistema Microcontrolado da Unidade Sensora	58
3.2.6	Sistema Microcontrolado da Unidade de Leitura	58
4	RESULTADOS	59
4.1	ENLACE INDUTIVO	60

4.2 AVALIAÇÃO DA EFICIÊNCIA DE ALIMENTAÇÃO	64
4.3 AVALIAÇÃO DA COMUNICAÇÕES DE DADOS.....	66
4.3.1 Circuito Modulador de Dados	66
4.3.2 Circuito Demodulador de Dados.....	71
4.4 SISTEMA MICROCONTROLADO DA UNIDADE SENSORA.....	78
4.5 SISTEMA MICROCONTROLADO DA UNIDADE DE LEITURA	80
4.6 CIRCUITO DE DRIVER DE ALIMENTAÇÃO DO ENLACE INDUTIVO	81
4.7 AVALIAÇÃO GERAL DO SISTEMA DE BIOTELEMETRIA.....	83
5 CONCLUSÕES.....	94
REFERÊNCIAS.....	96
APÊNDICE A - CÓDIGO DESENVOLVIDO E UTILIZADO NA UNIDADE SENSORA DO SISTEMA NOS TESTES REALIZADOS COM O MICROCONTROLADOR MSP430G2553.....	102
APÊNDICE B - CÓDIGO DA TAREFA UTILIZADA PARA IDENTIFICAR E EXTRAIR OS DADOS DO PACOTE RECEBIDO PELA UNIDADE DE LEITURA NOS TESTES REALIZADOS UTILIZANDO o FreeRTOS NO MICROCONTROLADOR STELLARIS LM4F121H5QR	107
APÊNDICE C - RESULTADOS OBTIDOS NA AVALIAÇÃO PRÁTICA DO DRIVER DE ALIMENTAÇÃO DO ENLACE INDUTIVO	109
APÊNDICE D - RESULTADOS OBTIDOS NA AVALIAÇÃO PRÁTICA DO SISTEMA DESENVOLVIDO PARA A TRANSMISSÃO E RECEPÇÃO DE DADOS	111

1 INTRODUÇÃO

O monitoramento de grandezas físicas, fenômenos biológicos e eventos fisiológicos no corpo humano tem sido cada vez mais requerido e estudado nos últimos tempos. As informações obtidas são utilizadas para acompanhamento médico em pacientes que possuem algum tipo de distúrbio ou que precisam de supervisão médica de forma contínua, seja para tratamento ou para diagnóstico, ou ainda para desenvolvimento, estudo e pesquisa de novas técnicas para melhoria dos procedimentos médicos atualmente utilizados.

O acompanhamento dessas informações é de suma importância, tanto para prevenção de doenças tanto no tratamento, pois a partir destas é possível analisar as características dos pacientes monitorados e, por exemplo, prever algumas doenças que possam se desenvolver ou mesmo detectá-las em seus estágios iniciais.

A prevenção de doenças consiste em estabelecer estratégias que consigam reduzir o risco de adquirir uma doença (GRAN CLINIC, [201-?]).

O avanço tecnológico utilizado pela medicina associado ao alto conhecimento científico das doenças e a medicina preventiva permitem que o médico tenha condições de estabelecer diagnósticos cada vez mais precoces, conseqüentemente tratamentos mais eficazes e maiores índices de cura. (GRAN CLINIC, [201-?]).

De acordo com Bertotti (2010, pg 25), “[...] a engenharia biomédica é definida como o uso de princípios e técnicas de engenharia para resolver problemas nas áreas de biologia e medicina, provendo meios para melhorar o diagnóstico e tratamento médico”. Com a evolução das técnicas de tratamento médico, tem-se a necessidade de novas técnicas para aquisição de dados que sejam mais eficientes seguras.

Uma das subáreas que compõem a engenharia biomédica é a biotelemetria, a qual tem gerado soluções para o monitoramento remoto de parâmetros de interesse clínico em seres vivos. Sistemas biomédicos implantáveis são de grande interesse e importância em muitos ramos da pesquisa biomédica (NAVIDI; BYUN, 2013). A medição de forma remota de algumas características e comportamentos de animais é possível por várias técnicas que se referem coletivamente como biotelemetria. Essas técnicas permitem o envio de sinais para os receptores por distâncias que podem chegar a quilômetros. Desta forma, os

pesquisadores podem obter as informações desejadas por um longo período de tempo e ininterruptamente, podem armazená-las e analisá-las. Isto permite avaliar, por exemplo, como os organismos interagem uns com os outros em seu ambiente em tempo real (COOKE, *et al.*, 2004).

Uma das técnicas de biotelemetria mais utilizadas fazem o uso de dispositivos implantáveis para a aquisição das informações. O uso de implantes biomédicos para a estimulação e acompanhamento dos sinais vitais internos tem crescido consideravelmente nas últimas décadas. Sensores implantáveis, dispositivos de estimulação neural e endoscópios são apenas alguns dos dispositivos comumente utilizados em aplicações biomédicas (RAMRAKHYANI; LAZZI, 2012).

A diversidade de aplicações da biotelemetria envolvendo unidades implantáveis é bastante ampla, por exemplo, na monitoração de pressões e temperaturas intracorpóreas (HARA, 2008), em aplicações nas chamadas BMI (*Brain-Machine Interface*), que propicia ao paciente se comunicar com algum tipo de dispositivo externo, podendo assim auxiliar os pacientes restabelecer alguns sentidos sensoriais (visão, audição, etc.) ou motores (fala, movimento, etc.) (WU, *et al.*, 2012). A técnica da biotelemetria também é utilizada nos implantes de retina que visam restaurar a visão em pacientes que sofrem de doenças degenerativas na retina, como a retinite pigmentosa ou mesmo com os efeitos causados pela idade. Esses implantes estimulam diretamente os neurônios saudáveis para retomar de alguma forma a visão, mesmo que de forma parcial (MONGE, *et al.*, 2014).

Uma das aplicações mais promissoras da biotelemetria consiste do monitoramento contínuo do nível de glicose no sangue. Esta técnica fornece informações sobre a quantidade e a tendência do nível de glicose do sangue em pacientes diariamente (TRUNG ; HAFLIGER, 2013).

Outra aplicação da biotelemetria consiste na aquisição da bioimpedância, que atualmente é uma técnica utilizada na avaliação de fenômenos de várias naturezas (BERTOTTI, 2010). Quando a aquisição da bioimpedância é intracorpórea e localizada, as informações obtidas podem ser utilizadas para a detecção de doenças, para a análise de tecidos biológicos, no acompanhamento médico de pacientes que tiveram um órgão recém transplantado, visando, por exemplo, monitorar a aceitação deste órgão (MART; PARVE, 2007). Ainda, a técnica da bioimpedância pode ser aplicada na análise das características de plantas vivas ou mortas, como na determinação da qualidade das madeiras, ou também no

acompanhamento de processos industriais como a fermentação da cevada utilizada na produção de cerveja (BERTOTTI, 2010).

Os sistemas de biotelemetria representam uma ferramenta valiosa para o monitoramento de parâmetros e eventos fisiológicos, no diagnóstico de patologias, para a aquisição da bioimpedância intracorpórea localizada, entre outras aplicações. Os sistemas de biotelemetria passivos são vantajosos, uma vez que é possível projetar um implante bastante simples, de fácil fabricação, com pequenas dimensões externas e de baixo custo. Geralmente estes sistemas são formados por uma unidade de leitura e outra implantável (interna) (BERTOTTI, 2010, p. 89).

Um sistema de biotelemetria é formado por uma unidade sensora implantável ou implante, e uma unidade interrogadora ou de leitura. As unidades sensoras podem ou não ser passivas, ou seja, possuir fonte de alimentação própria para fornecimento de energia, ou ser alimentado por algum tipo de equipamento externo. No caso de possuir fonte de alimentação própria, um problema é o impacto em suas dimensões, elevando-a de acordo com a necessidade de energia. Outra dificuldade está na necessidade de substituição da fonte de energia (geralmente utilizam bateria), fazendo com que o processo de monitoramento seja interrompido (BERTOTTI, 2010).

Para realizar a alimentação da unidade implantável sem fazer o uso de fonte própria, e prover a comunicação de dados, existem algumas técnicas, por exemplo a utilização de circuitos acoplados entre si, podendo ser de forma indutiva ou utilizando radiofrequência (PICHORIM; ABATTI, 2008). Tipicamente, as unidades implantáveis são formadas por diversos elementos, tais como resistores, capacitores, transistores, diodos, transdutores e microcontroladores, que fazem a leitura dos sensores ou transdutores utilizados, transformando a grandeza medida (temperatura, pressão, etc.) em uma grandeza elétrica equivalente.

A unidade de leitura desempenha as funções de recepção de dados transmitidos pela unidade implantável, decodificação das informações recebidas para possibilitar a interpretação dos mesmos por um dispositivo de análise e tratamento de dados (SANGHOEK; YAKOVLEV; POON, 2012).

Outra função da unidade de leitura é a transferência de energia para a unidade sensora, tendo a necessidade de realizá-la de forma segura. A transferência convencional (através de fios) traz alguns problemas, como infecções (HARA, 2008). Uma solução proposta é a alimentação através de enlaces do tipo indutivo ou de

radiofrequência, que ao invés de prover alimentação através de fios, usa o acoplamento entre duas bobinas para a transferência de energia.

Apesar das vantagens do uso de implantes para determinadas aplicações, uma dificuldade desse tipo de instrumento é a operação invasiva que se tem com a inserção de um implante no corpo do paciente.

1.1 OBJETIVO GERAL

Este trabalho propõe o desenvolvimento de um enlace para alimentação e comunicação de dados aplicado a um sistema de telemetria com unidade sensora microcontrolada.

1.1.1 Objetivos específicos

Os objetivos específicos compreendem:

- Análise de requisitos do enlace de comunicação e alimentação para uma unidade sensora microcontrolada;
- Definição das técnicas para alimentação e para a comunicação de dados;
- Projeto e implementação do enlace para um sistema de telemetria com unidade microcontrolada;
- Teste e avaliação do desempenho do enlace proposto.

1.2 JUSTIFICATIVA DO TRABALHO

O trabalho proposto consiste do desenvolvimento de um enlace de alimentação e comunicação de dados para ser utilizado em aplicações na área de biotelemetria, mais especificamente para a aquisição da bioimpedância intracorpórea localizada.

Outro fator que levou o desenvolvimento do trabalho é o auxílio a outros projetos de pesquisa, buscando viabilizar os mesmos. Tais projetos envolvem a aquisição de bioimpedância e outras grandezas mensuráveis, utilizando métodos

adjacentes aos utilizados no projeto proposto, servindo como subsídio aos demais projetos.

1.3 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

Esta monografia está organizada em 5 Capítulos. No capítulo 2, está descrito toda a fundamentação teórica para entendimento do tema e dos recursos utilizados, tanto quanto suas características. Em seguida, são caracterizados os enlaces indutivos, onde são encontrados e qual sua finalidade. A alimentação e comunicação de dados são estudados e caracterizados, comparando-se as diferentes técnicas que podem ser utilizadas.

No capítulo 3, são apresentados os materiais e métodos utilizados no desenvolvimento do projeto. O sistema proposto é ilustrado por meio de um diagrama de blocos, os materiais utilizados e a metodologia empregada no projeto são apresentadas.

No capítulo 4, são analisados os resultados obtidos em simulações e em experimentos práticos, considerando as partes do sistema e este como um todo. Ainda, os resultados obtidos são analisando através de uma comparação entre a teoria à prática.

As considerações finais e a conclusão do trabalho são apresentadas no capítulo 5, onde comentários são realizados sobre os objetivos que foram atingidos, se os resultados foram satisfatórios ou não. Além disso, são expostas as dificuldades encontradas durante o desenvolvimento do projeto e são apresentadas algumas propostas para futuros trabalhos.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Este Capítulo tem por objetivo realizar uma contextualização sobre os temas que serão abordados e uma abordagem dos conceitos teóricos que serão utilizados no desenvolvimento do trabalho. Primeiramente, é apresentada uma abordagem sobre a engenharia biomédica e a subárea da biotelemetria. Em seguida, são caracterizados os enlaces indutivos e, por fim, são analisadas as técnicas de alimentação e comunicação de dados entre as unidades sensora e de leitura para melhor entendimento de seu funcionamento.

2.1 ENGENHARIA BIOMÉDICA

Uma das mais importantes descobertas, não só para a engenharia biomédica mas também para quase todos os ramos, foi a geração de energia elétrica, possibilitando a criação de diversos procedimentos clínicos como, por exemplo, exames cardiológicos, cirurgias utilizando bisturis elétricos, entre outros (BERTOTTI, 2010). Outra importante descoberta foi a dos raios X, pelo alemão Wilhelm Konrad Roentgen em 1895 (BERTOTTI, 2010). Com isso, surgiram os aparelhos de raio X, amplamente utilizados nas áreas de medicina e de biologia. Os raios X permitem a observação de órgãos internos sem a necessidade de cirurgia para a análise do órgão (KAKUNO, [201-]).

Em 1952, Paul M. Zoll inventou o marca-passo cardíaco (BERTOTTI, 2010), utilizado para monitorar e controlar o ritmo cardíaco em pacientes cujo coração tem um ritmo irregular e/ou lento de batimentos (ARRITMIA CARDÍACA, 2009). Esse equipamento é formado por, basicamente, três partes: um ou dois cabos com eletrodos, um marca-passo e um programador. O marca-passo é composto por alguns circuitos eletrônicos e uma bateria, enviando pulsos elétricos para compassar o coração em caso de interrupção no ritmo cardíaco normal. O programador é uma parte externa mantida no hospital para verificar se o marca-passo está trabalhando corretamente, e se é necessário ajustar suas configurações (MEDTRONIC, 2015)

2.1.1 Biotelemetria

Um dos ramos da engenharia biomédica é a biotelemetria, que trata do monitoramento remoto de informações relacionadas com as características dos animais, tanto comportamentais como também fisiológicas e energéticas (COOKE, *et al.*, 2004). Uma das primeiras aplicações da biotelemetria foi feita em 1903, quando Einthoven transmitiu sinais de um eletrocardiograma de um laboratório para sua casa utilizando uma linha telefônica (BERTOTTI, 2010). As informações transmitidas podem ser desde a temperatura e pressão corporal (HARA, 2008), como também o nível de glicose no sangue (TRUNG ; HAFLIGER, 2013), ou ainda informações das atividades comportamentais, como o áudio e a movimentação do ser vivo monitorado (COOKE, *et al.*, 2004).

Tipicamente, na biotelemetria utiliza-se uma unidade de leitura e uma unidade sensora responsável pela aquisição das informações e, também, pela transmissão destas para a unidade de leitura. Para a alimentação dessa unidade sensora sem o uso de baterias, geralmente, se utiliza de duas técnicas que envolvem o uso de enlaces do tipo indutivo ou de radiofrequência. Para a transferência de dados, pode se utilizar o mesmo enlace de alimentação ou fazer o uso de um enlace dedicado para tal finalidade (BERTOTTI, 2010).

Com a utilização de unidades sensoras implantáveis, um dos maiores benefícios trazidos com o uso da técnica é quanto a isenção de conexões transdérmicas, deixando de lado a utilização de fios para realizar conexões entre as unidades implantáveis e de leitura pois necessita de caminho físico para a passagem de fios através da pele do paciente, trazendo riscos e causando desconforto para o mesmo (JOW; GHOVANLOO, 2007). Esse tipo de conexão pode acarretar uma série de problemas devido a exposição do corpo ao ambiente exterior, causando infecções (HARA, 2008) e enfermidades do gênero, trazendo problemas adicionais ao tratamento aplicado.

Outro fator determinante para a implementação desse tipo de técnica é quando a confiabilidade dos implantes, onde além da isenção de conexões físicas entre as unidades, se trata de um sistema onde a unidade implantável não necessita de fonte de alimentação própria como a bateria, que traz uma preocupação adicional em relação a possibilidade de vazamento de fluidos da mesma, podendo causar contaminação (BERTOTTI, 2010), trazendo graves problemas ao paciente. Com o uso

desse tipo de técnica reduz-se o risco de possíveis infecções (LIN ; HORNG; HWANG, 2012). Por se tratar de uma unidade passiva, a sua vida útil se estende por um período maior que nos outros sistemas que contém bateria em sua composição, que além de implicar nas dimensões físicas, traz uma limitação de tempo de funcionamento, ficando preso ao tempo em que o sistema se mantiver com a carga de sua própria bateria (podendo levar desde alguns dias, meses ou até anos, dependendo do sistema), após isso a bateria deve ser substituída, causando novos procedimentos invasivos no paciente, além de custos adicionais e o risco a que se expõe o paciente (HARA, 2008).

Com a utilização da técnica de alimentação via link indutivo ou de radiofrequência, a vida útil da unidade implantável se estende por longos períodos, pois não há a necessidade de substituição da fonte de energia, uma vez que a energia necessária para o seu funcionamento é transmitida através do enlace. Porém para que o sistema opere (realizando a leitura das informações e transmitindo as mesmas para a unidade de leitura) é necessário haver a transferência de energia através do enlace, limitando-se a pequenos períodos sem a proximidade com a unidade de leitura. Uma solução parcial para esse impasse é a utilização de uma bateria externa ao corpo, para alimentar todo o sistema. Devido ao peso, tamanho e custo da bateria o sistema deve consumir a menor quantidade de energia possível (JOW; GHOVANLOO, 2007).

2.2 ENLACES INDUTIVOS

Os enlaces indutivos podem ser vistos como circuitos acoplados magneticamente, sendo formados por dois ou mais indutores que interagem através do campo magnético que os permeia, induzindo tensões nos circuitos devido a variação da magnitude desse campo (HALLIDAY; RESNICK; WALKER, 2009). A Figura 1 ilustra dois circuitos magneticamente acoplados, interagindo um com o outro mesmo sem conexões físicas.

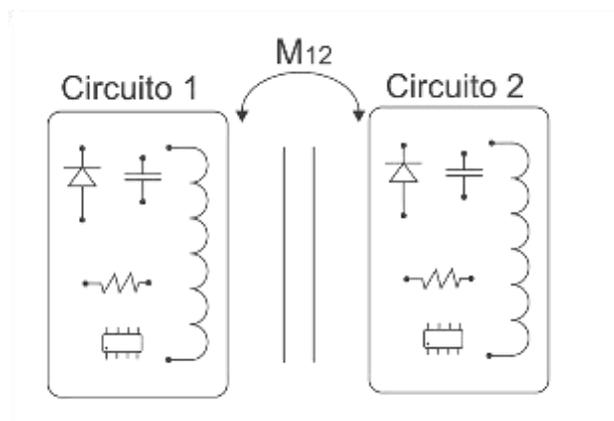


Figura 1 - Circuitos magneticamente acoplados.
Fonte: Autoria própria.

Um exemplo clássico desse tipo de circuito são os transformadores de tensão, tanto o transformador isolado eletricamente quanto o autotransformador, que ao contrário do transformador isolado, o circuito primário do autotransformador é interligado eletricamente ao secundário como mostra a Figura 2 (FITZGERALD; KINGSLEY; UMANS, 2006).

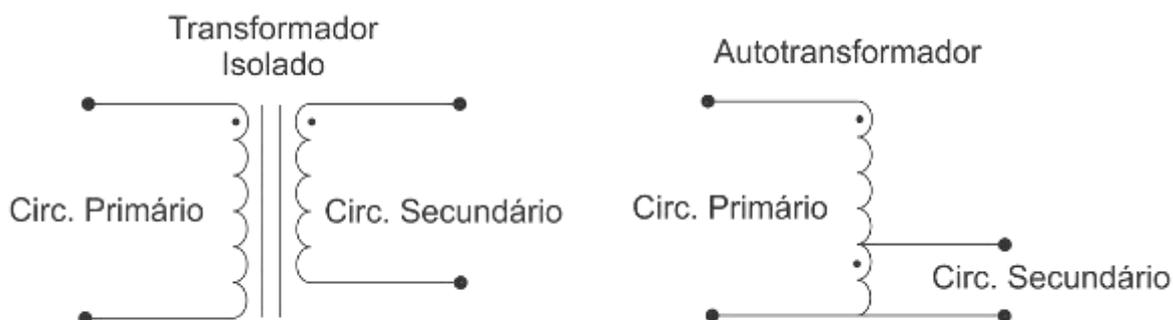


Figura 2 - Circuitos do transformador isolado e do autotransformador.
Fonte: Autoria própria.

A aplicação típica desse tipo de dispositivo elétrico se concentra na transmissão e distribuição de energia elétrica, visando adequar o nível de tensão para cada etapa do sistema e permitindo a interligação de sistemas com diferentes níveis de tensão (NOGUEIRA; ALVES, 2009). Os transformadores também são utilizados para elevar e diminuir a amplitude de tensão em circuitos auxiliares utilizados como fontes de alimentação de equipamentos elétricos, cuja tensão de alimentação de seus

componentes é diferente da tensão proveniente da rede elétrica (HENRIQUES; VINAGRES, 1996).

Outra frequente aplicação de transformadores é na produção de conversores de tensão de corrente contínua isolados como, por exemplo, os conversores do tipo *flyback*, possibilitando isolar o circuito de entrada do circuito de saída (HENRIQUES; VINAGRES, 1996).

Na biotelemetria os enlaces indutivos são utilizados em sistemas que contém dispositivos implantáveis, onde o uso de conexões transdérmicas é indesejável. Para isso, utiliza-se um grupo de bobinas que seguem o mesmo princípio de funcionamento do transformador, possibilitando a transmissão de energia à unidade implantável e estabelecer comunicação de dados entre esta e a unidade externa de leitura (FITZGERALD; KINGSLEY; UMANS, 2006). Nestas aplicações não se utiliza um entreferro ou ferrite como material ferromagnético entre as bobinas, como no caso de um transformador. Geralmente, o meio que separa as bobinas consiste de ar e tecidos biológicos.

2.2.1 Características dos enlaces indutivos

Pode-se citar alguns parâmetros relevantes para o entendimento das características dos enlaces indutivos, tais como a indutância própria, indutância mútua entre as bobinas e o coeficiente de acoplamento, conforme representado na Figura 3.

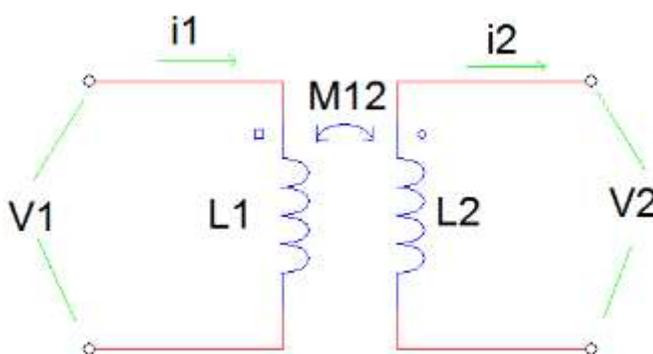


Figura 3 - Representação de indutores magneticamente acoplados.
Fonte: Autoria própria.

A indutância própria (L) pode ser definida por (HALLIDAY; RESNICK; WALKER, 2009, p. 278):

$$L = \frac{N \cdot \Phi_B}{i}, \quad (1)$$

onde N representa o número de espiras da bobina, Φ_B é o fluxo magnético na região central do indutor e i representa a corrente que percorre o indutor (HALLIDAY; RESNICK; WALKER, 2009).

A relação entre a resistência própria da bobina R_c e a reatância própria X_L é denominada de fator de qualidade (Q) ou índice de mérito, e representa a relação da energia armazenada e a energia dissipada (energia reativa e ativa, respectivamente). A reatância própria X_L o fator de qualidade Q podem ser expressar como (MARKUS, 2001):

$$X_L = 2 \cdot \pi \cdot f_c \cdot L, \text{ e} \quad (2)$$

$$Q = \frac{X_L}{R_C}, \quad (3)$$

respectivamente, onde f_c representa a frequência do sinal aplicado na bobina. Conforme (3), verifica-se que o fator Q é diretamente proporcional a frequência.

As tensões V_1 e V_2 nas bobinas 1 e 2 podem ser representadas por (HARA, 2008, p. 13):

$$V_1 = L_1 \cdot \frac{di_1}{dt} \pm M_{21} \frac{di_2}{dt}, \text{ e} \quad (4)$$

$$V_2 = L_2 \cdot \frac{di_2}{dt} \pm M_{12} \frac{di_1}{dt}, \quad (5)$$

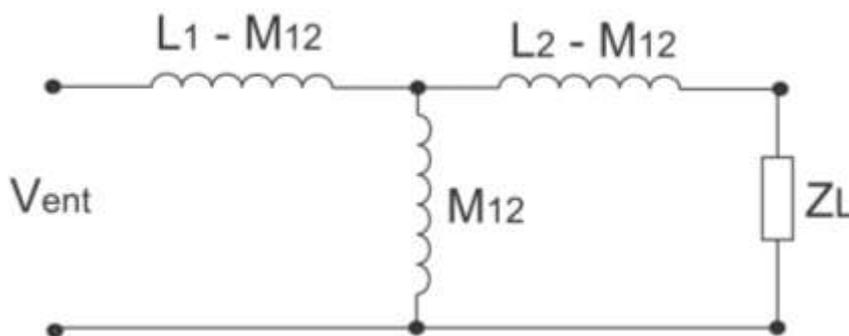
respectivamente, onde L_1 e L_2 representam as indutâncias próprias das bobinas 1 e 2, i_1 e i_2 são as correntes que circulam nas bobinas 1 e 2, e M_{12} e M_{21} representam as indutâncias mútuas entre as bobinas.

A indutância mútua é o resultado do acoplamento magnético entre duas bobinas e pode ser definida como (BERTOTTI, 2010, p. 90):

$$M_{12} = k \cdot \sqrt{L_1 \cdot L_2}, \quad (6)$$

onde M_{12} representa a indutância mútua entre as bobinas vista pela bobina L_1 . Assumindo que M_{21} que representa a indutância mútua do conjunto visto por L_2 , pode-se chamar essa indutância mútua simplesmente de M , e k representa o coeficiente de acoplamento, assumindo valores entre 0 e 1 (BERTOTTI, 2010).

Pode-se obter um modelo simplificado do circuito composto por duas bobinas magneticamente acopladas a partir do modelo T de transformadores, resultando no circuito equivalente mostrado na Figura 4 (HARA, 2008).



**Figura 4 - Modelo obtido a partir do modelo T de transformadores.
Fonte: Autoria própria.**

Na biotelemetria, os enlaces indutivos utilizados na transferência de energia para a unidade sensora geralmente possuem uma representada na Figura 5 para o caso de utilizarem duas bobinas.

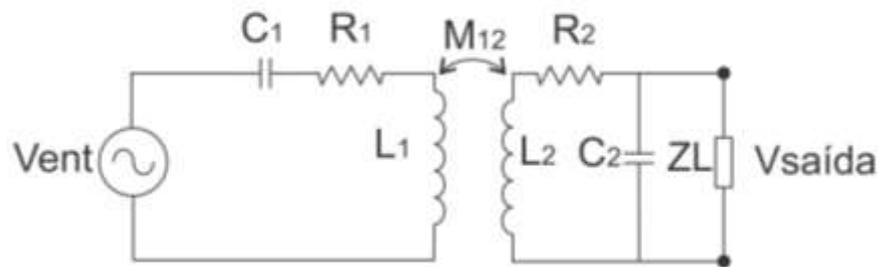


Figura 5 - Arquitetura básica dos enlaces indutivos com 2 bobinas.
Fonte: Autoria própria

Utilizando a teoria do modelo T de transformadores, pode-se chegar a um circuito simplificado, conforme ilustrado na Figura 6, que represente o enlace indutivo na configuração com duas bobinas, como mostrado na Figura 5.

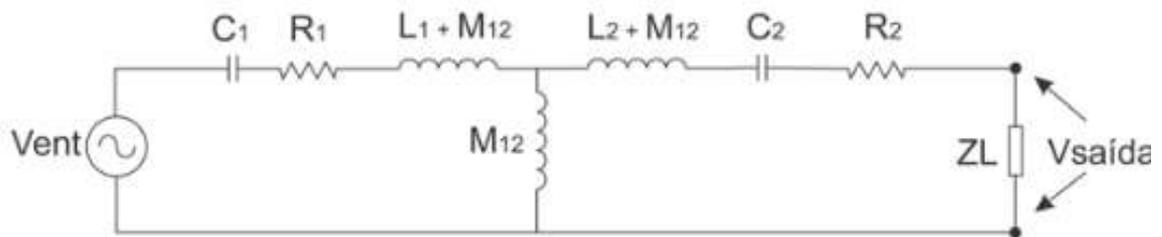


Figura 6 - Circuito equivalente do enlace indutivo que utiliza 2 bobinas utilizando o modelo T de transformadores.
Fonte: Autoria própria.

Assumindo que:

$$\frac{i}{2 \cdot \pi \cdot f \cdot C_1} + R_1 + 2 \cdot \pi \cdot (L_1 + M_{12}) = Z_1, \quad (7)$$

$$2 \cdot \pi \cdot M_{12} = Z_2, \text{ e} \quad (8)$$

$$\frac{i}{2 \cdot \pi \cdot f \cdot C_2} + R_2 + 2 \cdot \pi \cdot (L_2 + M_{12}) = Z_3 \quad (9)$$

Pode-se chegar a um circuito equivalente calculando a impedância equivalente do circuito mostrado na Figura 6, obtendo então o circuito simplificado ilustrado na Figura 7.

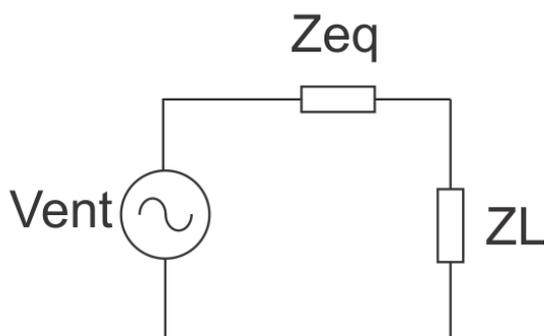


Figura 7 - Circuito equivalente do enlace com duas bobinas.
Fonte: Autoria própria.

A impedância equivalente Z_{eq} do circuito mostrado na Figura 6 pode ser obtida utilizando o teorema de Thevenin, podendo ser escrita como (CHARLES ALEXANDER, 2013):

$$Z_{eq} = \frac{Z_1 \cdot Z_2}{Z_1 + Z_2} + Z_3 \quad (10)$$

No caso de possuírem 3 ou mais bobinas, a Figura 8 e a Figura 9 ilustram os circuitos, respectivamente. Nestas figuras, C_N , L_N , R_N , são os valores do capacitor, indutor, resistência própria do indutor respectivamente e M_{NM} representa a indutância mútua entre os circuitos e Z_L é a impedância equivalente da carga.

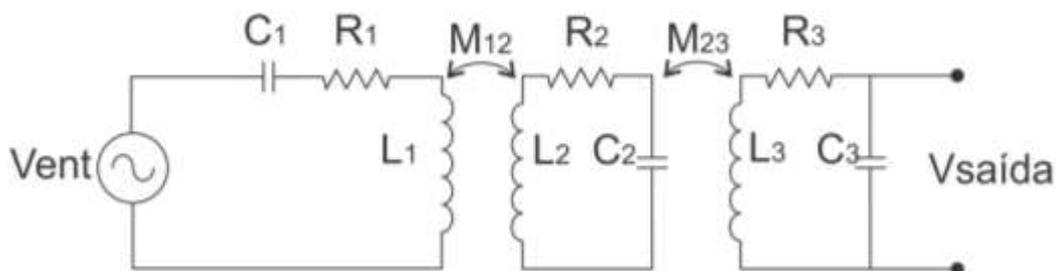


Figura 8 - Arquitetura básica dos enlaces indutivos com 3 bobinas.
Fonte: Autoria própria.

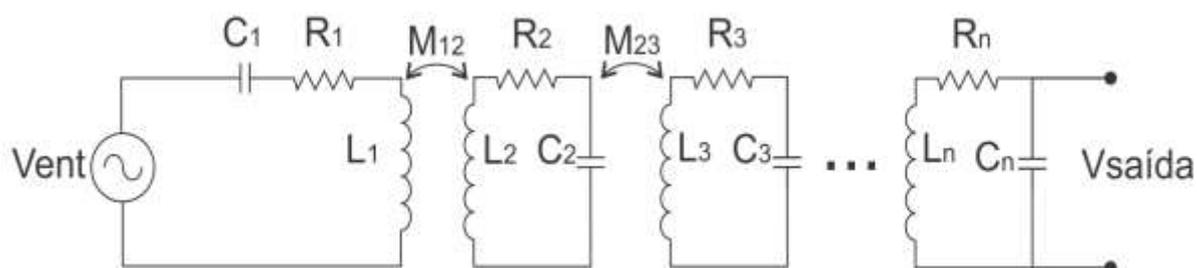


Figura 9 - Arquitetura básica dos enlaces indutivos com "n" bobinas.
Fonte: Autoria própria.

Para diminuir as perdas e aumentar a eficiência na transferência de energia para a unidade sensora ambos os sistemas com duas, três bobinas ou mais bobinas utilizam uma frequência de trabalho que seja a mais próxima possível da frequência de ressonância do circuito LC formado por cada uma das bobinas, que pode ser expressa por (BERTOTTI, 2010, p. 94):

$$f_o = \frac{1}{2.\pi.\sqrt{L.C}}, \quad (11)$$

onde f_o representa a frequência de ressonância do circuito LC, L e C são os valores de indutância e capacitância, respectivamente.

2.2.2 Alimentação da Unidade Sensora

A alimentação de unidades sensoras, pode ser realizada, utilizando técnicas simples, porém com várias deficiências que é a alimentação convencional através de fios, ou a partir de uma fonte de energia integrada, impactando no peso e volume da unidade, ou por uma fonte externa que envia a energia através de campo magnético ou ondas eletromagnéticas.

Segundo Hara (2008, pag.8), “Para acabar com a necessidade desses condutores, diversas técnicas fazem o uso de baterias que alimentam circuitos transmissores da unidade sensora”, porém, para que o implante seja viável e seguro, a unidade implantável tem que possuir dimensões reduzidas e ser biocompatível. Com

o uso de baterias, além do tempo de vida útil, o risco de contaminação é um dos fatores que inviabilizam o seu uso (BERTOTTI, 2010). Parte destes requisitos é difícil de ser atendida quando o implante incorpora bateria para seu funcionamento, impactando no seu tamanho, tempo de uso e segurança ao paciente (TROYK; SCHWAN, 1989).

A técnica de transmissão de energia utilizando campo magnético em um enlace indutivo segue o princípio da indução. A circulação de uma corrente (i_a) provoca o surgimento de linhas de campo magnético. Um condutor submetido a um campo magnético variável, surge em seus terminais uma força eletromotriz induzida (V_b), que por sua vez, provoca o surgimento de uma corrente (i_b), de forma que o campo produzido pela corrente se oponha ao campo que originou a força eletromotriz induzida (HALLIDAY; RESNICK; WALKER, 2009), conforme ilustrado na Figura 10.

O princípio de funcionamento do enlace de radiofrequência é análogo ao indutivo, porém a faixa de frequência de operação é diferenciada, podendo estar em frequências entre 3kHz e 3GHz, para que não excedam os limites de segurança para a exposição humana a campos de radiofrequência (HEALTH CANADÁ, 2009). Porém a utilização de baixas frequências implica na necessidade de antenas transmissoras e receptoras com dimensões elevadas quando comparadas com as utilizadas em frequências maiores, impactando diretamente nas dimensões das unidades, além do aumento na quantidade de material utilizado na confecção das antenas ou bobinas.

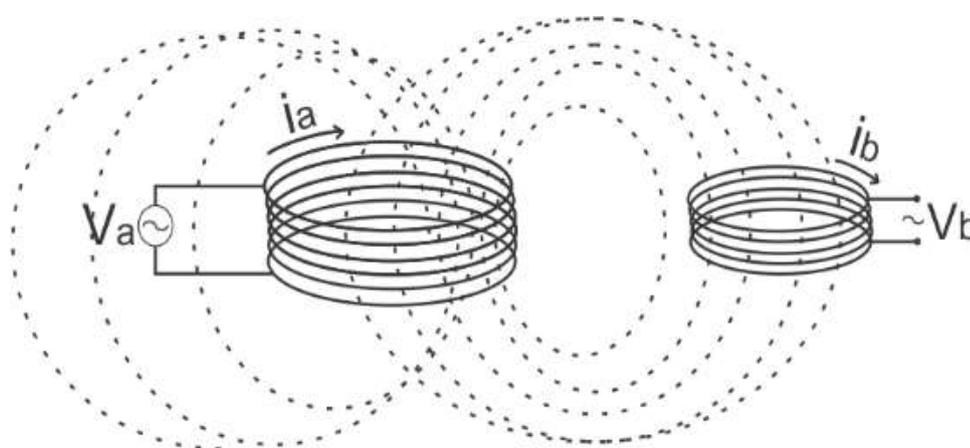


Figura 10 - Princípio de funcionamento do enlace.
Fonte: Autoria própria.

A utilização de RF traz uma dificuldade, pois devido as propriedades iônicas do corpo humano, há uma grande atenuação na intensidade do campo elétrico das

ondas nele aplicadas, o que diminui a quantidade de energia transmitida (BERTOTTI, 2010). O enlace indutivo não sofre tanta atenuação quando comparado ao enlace de radiofrequência, trazendo uma preferência nesse sentido. Um problema enfrentado nesse tipo de técnica é o acoplamento entre as bobinas, que não se dá de forma adequada para um bom rendimento, pois o coeficiente de acoplamento entre as bobinas é pequeno quando comparado com os valores alcançados em transformadores com núcleo de material ferromagnético (BERTOTTI, 2010).

O Quadro 1 traz um comparativo entre as técnicas utilizadas na transferência de energia para a unidade sensora (enlace indutivo e radiofrequência), com vantagens e desvantagens de ambas.

Quadro 1 - Comparativo das técnicas de alimentação da unidade sensora.

Alimentação		
Técnica	Vantagens	Desvantagens
Link indutivo	Imunidade a ruídos	Baixo coeficiente de acoplamento magnético entre as bobinas
	Pouca complexidade no projeto do enlace	Menor energia irradiada para maiores distâncias
	Robustez	Dificuldade de miniaturização
Radiofrequência	Possibilita maiores taxas de transferência de dados devido a frequência mais elevada.	Sofre grande atenuação do campo eletromagnético devido as propriedades iônicas do corpo humano
	Consegue-se maior energia irradiada para maiores distâncias.	Necessita de componentes que suportem frequências elevadas
	Maior quantidade de energia pode ser transmitida pela frequência elevada em relação as demais técnicas.	

Fonte: Extraído de Bertotti (2010), Navidi e Byun (2013).

Um exemplo de unidade sensora que utiliza o acoplamento magnético entre as unidades são as cápsulas endoscópicas utilizada para captar imagens do trato digestivo do paciente (GASTROMED, [201-?]). Outra unidade que utiliza a mesma técnica para prover a alimentação são os implantes intraoculares utilizados para restaurar a visão do paciente, utilizando uma câmera na unidade exterior e uma unidade implantável para reproduzir a imagem captada (MONGE, *et al.*, 2014). Outros exemplos similares aos citados são os sistemas utilizados para monitoramento do nível de glicose no sangue (TRUNG ; HAFLIGER, 2013) e monitoramento da pressão intracorpórea (NGUYEN; FERNANDES; HÄFLIGER, 2014), entre outras.

Para melhorar a transferência de energia para o implante, algumas técnicas podem ser utilizadas como, por exemplo, utilizar uma frequência maior a fim de aumentar a quantidade de energia transferida. Pode-se, também, buscar um ponto ótimo, modificando a frequência do sinal utilizado para excitação da unidade de leitura com intuito de aumentar a eficiência na transferência de energia (NAVIDI; BYUN, 2013).

Outro método para melhorar a eficiência na transferência de energia e diminuir as perdas baseia-se no uso de condutores de melhor qualidade, para diminuir a resistência própria dos enrolamentos e, também, para reduzir as dimensões das bobinas utilizadas, como é o caso do uso de fios de ouro (KELLY, *et al.*, 2013) ou condutores de cobre do tipo Litz (RAMRAKHYANI; LAZZI, 2012).

Tradicionalmente, os sistemas de biotelemetria utilizando enlaces magnéticos para prover a alimentação e transferência de dados utilizam duas bobinas acopladas magneticamente. Porém, atualmente, estão sendo propostos alguns sistemas com múltiplas bobinas, geralmente com 3 ou 4 bobinas, com intuito de melhorar a eficiência na transferência de energia e alcançar um aumento na largura de banda de frequência do sistema para comunicação de dados, quando comparado com os sistemas que são compostos por duas bobinas. Com relação a eficiência na transferência de energia, sistemas compostos por duas bobinas alcançam uma eficiência de até 40%. Com a utilização de sistemas com 4 bobinas, a eficiência pode chegar a 82%, além do aumento na largura de banda de frequência (RAMRAKHYANI; LAZZI, 2012).

Os sistemas com quatro bobinas são compostos por uma bobina de driver ligada ao circuito de excitação, uma bobina do transmissor e uma bobina ligada a unidade sensora mais uma bobina receptora, como mostra a Figura 11. Os sistemas

com três bobinas são compostos por uma bobina de driver, uma bobina transmissora e uma bobina ligada a unidade sensora, sendo este último tipo são utilizados onde as restrições de tamanho da unidade sensora impede a utilização dos sistemas com quatro bobinas (RAMRAKHYANI; LAZZI, 2012)

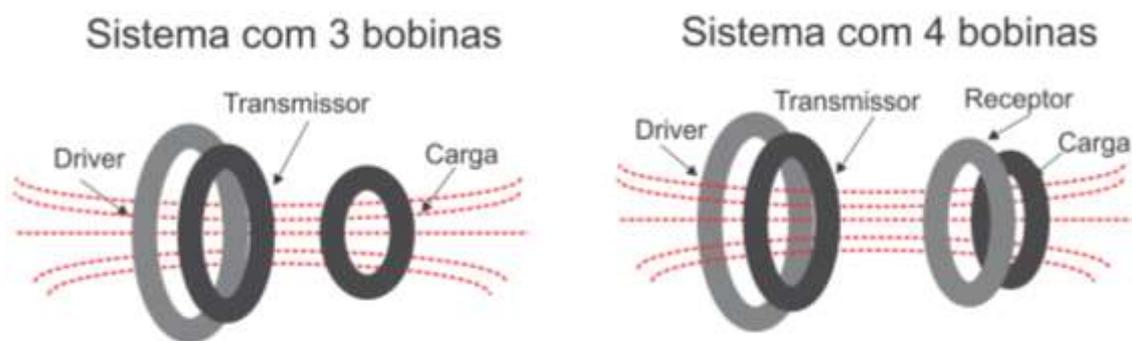


Figura 11 - Sistemas com múltiplas bobinas
Fonte: Autoria própria.

Devido à baixa eficiência na transferência de energia em sistemas que utilizam enlaces indutivos, para compensar há necessidade de gerar um campo magnético com uma intensidade elevada para conseguir realizar a alimentação da unidade sensora. Para isso, precisa-se de altas correntes para produzir esse campo magnético. Para gerar a forma de onda de tensão utilizada faz-se o uso de geradores de sinais, porém esse tipo de componente não fornece uma potência adequada. Para solucionar esse problema, é comum o uso de amplificadores de potência. Uma das topologias mais utilizadas de amplificadores de potência nesse tipo de sistema é o amplificador classe E, que possui, teoricamente, uma alta eficiência quando comparado aos outros tipos de amplificadores (JOURAND; PUERS, 2012).

2.2.3 Comunicação de dados entre unidade sensora e de leitura

Para prover a comunicação de dados entre as unidades, sendo da unidade sensora para a unidade de leitura e vice-versa, utiliza-se diversas técnicas, tais como sistemas de rádio, bluetooth como também através do próprio enlace utilizado na transferência de energia.

Fazendo o uso de enlaces para a alimentação, a comunicação entre as unidades pode ser implementada no próprio enlace, utilizando técnicas de modulação,

ilustradas na Figura 12 por exemplo, modulação *Frequency-Shift Keying* (FSK), que utiliza mudança de frequência para modulação de dados, a modulação por amplitude *Amplitude Shift Keying* (ASK), modulação por chaveamento do tipo *On-Off* denominada *On-Off Keying* (OOK) que se assemelha a ASK.

Outra técnica utilizada é a modulação por comutação de fase *Phase Shift Keying* (PSK). Outra opção de fácil implementação é a modulação por chaveamento de carga *Load Shift Keying* (LSK), que dependendo do valor do “bit” a ser transmitido, faz-se o chaveamento de uma certa carga no circuito de modulação de dados. Ainda existe a modulação por largura de pulso PWM (*Pulse-Width Modulation*), que utiliza a variação na largura de pulso para transmitir os “bits” de interesse (MOREIRA, 1999).

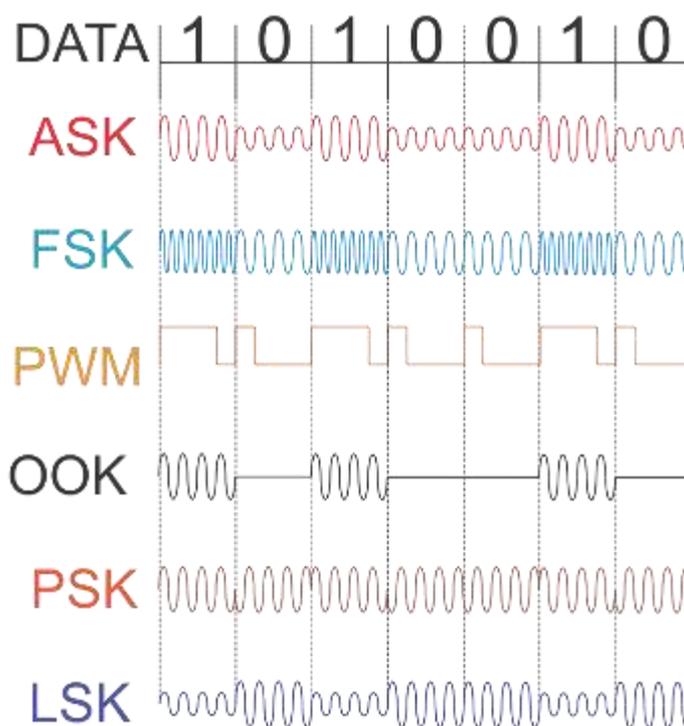


Figura 12 - Exemplos de técnicas de modulação.
Fonte: Autoria própria.

O uso de sistemas de comunicação por RF implica em custos adicionais e também em complexidade, conforme ilustra a Figura 13. Porém com uma vantagem, pois permite a comunicação bidirecional entre as unidades sensora e de leitura, com mais facilidade, como na utilização de módulos de radiofrequência comerciais, evitando assim a implementação de novos circuitos de modulação e demodulação em ambas as unidades (OLIVO, *et al.*, 2013).

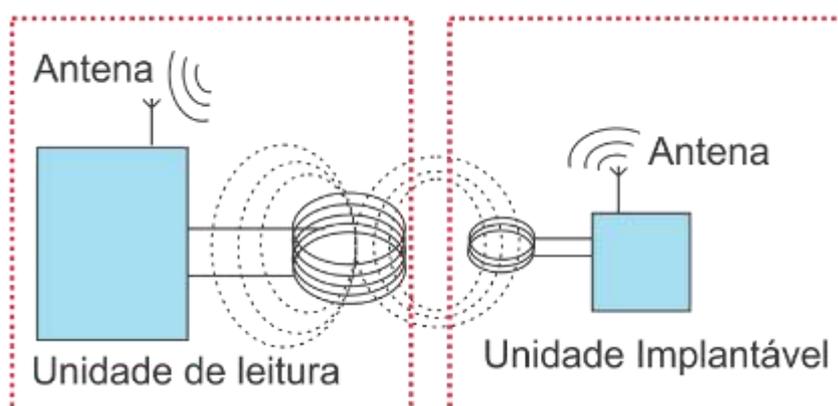


Figura 13 - Sistema de biotelemetria utilizando comunicação através de rádio.
Fonte: Autoria própria.

Na utilização de sistemas de rádio, uma das vantagens é que a comunicação de dados independe do enlace de alimentação, podendo ou não ocorrer a alimentação e transmissão de dados ao mesmo tempo, não interferindo uma na outra, levando-se em conta a limitação de tempo de funcionamento da unidade sensora sem alimentação (apenas com a energia armazenada em capacitores contidos na unidade sensora). Outra vantagem dessa técnica se dá na facilidade de prover a comunicação nos dois sentidos entre as unidades, não necessitando de circuitos separados para recepção e transmissão de dados, condição que se dá de forma similar nos sistemas que utilizam a tecnologia bluetooth para a comunicação de dados entre as unidades (OLIVO, *et al.*, 2013)

Para prover essa comunicação de dados, necessita-se de técnicas de modulação de dados para que possam ser transmitidos. A utilização da técnica de modulação depende das características da aplicação. Um dos requisitos a serem levados em conta é a taxa de transferência de dados, uma vez que algumas técnicas são mais eficientes quando utilizadas em baixa taxas de transferência, enquanto outras em taxas mais altas. Outro fator que limita a técnica a ser utilizada é o custo e complexidade. Algumas técnicas estão caracterizadas através dos quadros 2, 3, 4, 5 e 6. No Quadro 2 são apresentadas algumas características da modulação ASK, assim como a para a modulação FSK, no Quadro 3, e da modulação OOK, no Quadro 4, LSK no Quadro 5 e da modulação PSK no Quadro 6.

Quadro 2 - Características modulação ASK.

<i>Amplitude Shift Keying (ASK)</i>	
Simplicidade na construção dos circuitos de modulação e demodulação	Baixa imunidade a ruídos
Pequena largura de faixa de frequência	Facilidade na sincronização entre o transmissor e o receptor
Se utilizada na transferência de dados para o implante, ao mesmo tempo transmite-se dados e energia ao mesmo tempo.	

Fonte: Extraído de Farias ([201-]), SALAHSHOOR *et al.* (2012), Al-Kalbani e Yuce e Redoute (2013), Ghovanloo e Najafi (2013).

Quadro 3 - Características modulação FSK.

<i>Frequency Shift Keying (FSK)</i>	
Nível de potência praticamente constante na transferência de dados, e em seu nível máximo independente dos dados enviados	Menos susceptível a interferências a desalinhamento das bobinas, uma vez que não altera a frequência do sinal recebido, ao contrário da ASK que sofre grandes alterações na amplitude do sinal recebido
Facilidade na demodulação de dados	Boa imunidade a ruídos em comparação a ASK
Melhor desempenho em sistemas com bobinas com menor fator de qualidade em relação a ASK	Maior largura de faixa entre as modulações chaveadas
Comumente utilizada para comunicação digital	Não apropriado para sistemas com baixa tensão.

Fonte: Extraído de SALAHSHOOR, *et al* (2012), Universidade do Oeste de Santa Catarina (2013), Ghovanloo e Najafi (2013), Legg (2012).

Quadro 4 - Características modulação OOK.

<i>On-Off Keying (OOK)</i>	
Facilidade na modulação de sinais digitais	Simplicidade na modulação e demodulação de dados.
Sensibilidade á ruídos	Baixo custo de implementação
Não necessita do uso de blocos de conversão de frequência como PLL (Phase-Locked Loop)	Baixo consumo

Fonte: Extraído de Farias ([201-]), Moradi e Zgaren e Sawan (2013).

Quadro 5 - Características modulação LSK.

<i>Load Shift Keying (LSK)</i>	
Simplicidade na modulação de dados	Bom desempenho para baixas taxas de transferência de dados.
Utiliza poucos componentes na modulação de dados diminuindo o tamanho do sistema.	

Fonte: Extraído de Nguyen e Fernandes e Hafliger (2014).

Quadro 6 - Características modulação PSK.

<i>Phase Shift Keying (PSK)</i>	
Melhor desempenho que as técnicas ASK e FSK	Dificuldade de sincronismo em caso de falha na comunicação dados.
Imunidade ao ruído	

Fonte: Extraído de Universidade do Oeste de Santa Catarina (2013).

Como mostrado nos quadros 2 a 6, verifica-se que algumas técnicas de modulação de dados são mais eficientes em certas ocasiões que as demais. Em casos que a taxa de transferência é baixa, as técnicas ASK, OOK, LSK tem um bom desempenho e possuem também um custo e complexidade menor que as demais técnicas estudadas. Em sistemas com taxas mais elevadas, as técnicas PSK e FSK são melhores que as demais. Outro fator a ser levado em conta é se pode ou não haver interferências externas em forma de ruídos, uma vez que várias técnicas são sensíveis a ruídos, interferindo na transferência de dados.

A Tabela 1 traz uma comparação entre as técnicas de modulação citadas quanto a transferência de bits por kHz de frequência de trabalho, com base em outros projetos encontrados na literatura.

2.3 SISTEMAS MICROCONTROLADOS

Sistemas microcontrolados ou embarcados são sistemas que contém algum tipo de componente programável (geralmente microcontroladores) juntamente com outros dispositivos periféricos como displays, sensores, e alguns outros dispositivos eletrônicos (ARCHITECTS, [201-]). Nesses sistemas, os microcontroladores são totalmente dedicados ao dispositivo ou sistema que ele controla, realizando funções predefinidas, geralmente, com requisitos específicos (ARCHITECTS, [201-]).

Tabela 1 - Comparação entre as técnicas de modulação quanto a transferência de bits em trabalhos anteriores.

Técnica	Data-rate (kbits/s)	Frequência de operação (kHz)	(bits/s)/kHz
ASK	2000	13560	1,47493
	100	8600	11,62
	1000	8400	119,048
FSK	1250	5000	250
	500	8600	58,139
OOK	2000	915000	2,185
	100000	4000000	25
LSK	565	6780	83,33
	42,37	13560	3,125
	66,6	8600	7,7
PSK	1510	13560	111,35
	200	4000	50

Fonte: Extraído de Navidi e Byun (2013), Olivo *et al.* (2013), Yilmaz e Atasoy e Dehollain (2013), Rush e Troyk (2012), Dehollain e Yilmaz (2013), Moradi e Zgaren e Sawan (2013), Kelly e *et al.* (2013), Nguyen e Fernandes e HäFliger (2014), Hu e Sawan (2005), Gong e *et al.* (2008), Turcza e Mlynarczyk (2013).

Atualmente, os sistemas microcontrolados estão presentes em várias áreas, desde os dispositivos tradicionais como, por exemplo, os computadores, celulares, até os aparelhos em que não eram encontrados há algumas décadas como, por exemplo, em eletrodomésticos e nos automóveis. Esses sistemas são baseados em operações lógicas, possuem entradas e saídas, e são utilizados para controlar processos, monitorando-os através de suas entradas e atuando no processo através de suas saídas.

2.3.1 Microcontroladores

Com a evolução da microeletrônica, pode-se desenvolver dispositivos programáveis, onde consegue-se controlar processos lógicos utilizando os chamados microcontroladores.

Os microcontroladores são formados por diversos elementos tais como Unidade Central de Processamento (CPU), utilizada para realizar o processamento de instruções, e memória, onde são gravadas algumas informações e programas a serem processados pela CPU. Tais memórias se dividem em, basicamente, 2 tipos: memórias voláteis e não voláteis. A memória RAM é do tipo volátil e é utilizada para armazenar as informações a serem utilizadas no processamento (variáveis utilizadas no código, entre outras) e a memória *Flash* é empregada para armazenar o programa. Outros componentes contidos nos microcontroladores são os chamados periféricos (sensores como acelerômetro, sensores de temperatura e de pressão, Conversores A/D, etc.).

Os microcontroladores são utilizados para várias finalidades, dentre estas pode-se citar a utilização em sistemas de controle digital, onde desempenha a função de realizar a medição da grandeza a ser controlada e realizar os cálculos necessários para obter a ação de controle que leve o sistema para a referência (SILVA, 2012). São utilizados também para monitoramento de sensores externos, realizando a leitura da saída desses sensores para apresentação das grandezas medidas em *display*, entre inúmeras outras aplicações

2.3.2 Família de microcontroladores MSP430

A família de microcontroladores MSP430 foi criada na década de 1990 e é formada por microcontroladores de propósito geral de baixo consumo de energia. Seus dispositivos possuem uma CPU do tipo RISC de 16 bits e modelo arquitetural de Von Neumann (SILVA, 2013). Os microcontroladores da família MSP430 podem ser identificados a partir de seu código, conforme ilustrado na Figura 14.

A Tabela 2 traz características gerais de alguns dispositivos da família MSP430, tais como a frequência de *clock* máxima, quantidade de memória, entre outras.



Figura 14 - Identificação dos microcontroladores da família MSP430
 Fonte: Extraído de Silva (2013).

Tabela 2 - Características gerais das famílias MSP430

Família		MSP430F1x	MSP430F2x	MSP430FR2x	MSP430G2x	MSP430F5x/ MSP430F6x
Memória	SRAM	10KB	8KB	2KB	4KB	66KB
	Flash	60KB	120 KB	-	56KB	512KB
	FRAM	-	-	16KB	-	-
Tensão de alimentação		1.8 – 3.6 V	1.8 – 3.6 V	1.8 – 3.6 V	1.8 – 3.6V	1.8 – 3.6 V
uA/MHz no modo ativo		200uA/MHz	200uA/MHz	126uA/MHz	220uA/MHz	195uA/MHz
Clock máximo		8MHz	16MHz	16MHz	16MHz	25MHz

Fonte: Extraído de Texas Instruments Incorporated ([201-]).

Os microcontroladores da família MSP430 possuem modos de economia de energia para diminuir o consumo de energia, e vários periféricos úteis para diversas aplicações, além de alguns microcontroladores possuírem memória ferroelétrica e diversos outros recursos (TEXAS INSTRUMENTS INCORPORATED, 2014).

2.3.3 Ferramenta de desenvolvimento de firmware

Para o desenvolvimento de *firmware* existem diversas ferramentas que são responsáveis por gravar as instruções operacionais no *hardware* dos dispositivos utilizados (RIBEIRO, 2014). Estas ferramentas são responsáveis por interpretar a linguagem de programação utilizada e por codificá-las para uma linguagem a nível de instruções para ser gravada no *hardware* do dispositivo, possibilitando que a CPU interprete estas instruções e dados do programa.

A ferramenta de desenvolvimento de *firmware* gratuita utilizada para programar os dispositivos da *Texas Instruments* (TI) é o Code Composer Studio (CCS). O CCS é um ambiente de desenvolvimento integrado (IDE) que suporta microcontroladores da *Texas Instruments* e diversos tipos de processadores. Ainda, compreende um conjunto de ferramentas usadas para desenvolver e depurar códigos utilizados em diversas aplicações. Esta ferramenta inclui um compilador e técnicas de otimização C/C++, um editor de código, um ambiente de construção do projeto, um depurador e muitos outros recursos.

O CCS fornece uma interface de usuário simples para facilitar e simplificar as etapas de desenvolvimento do projeto. O CCS combina as vantagens da estrutura de software Eclipse com recursos de depuração avançados da TI, resultando em um ambiente de desenvolvimento rico em recursos para desenvolvedores de sistemas embarcados (TEXAS INSTRUMENTS INCORPORATED, 1995-2015).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente trabalho consiste do desenvolvimento de um sistema de biotelemetria com finalidade de prover o acompanhamento de grandezas mensuráveis importantes no tratamento e diagnóstico de certas enfermidades. Para melhor entendimento do sistema como um todo, a Figura 15 traz um diagrama em blocos do sistema.

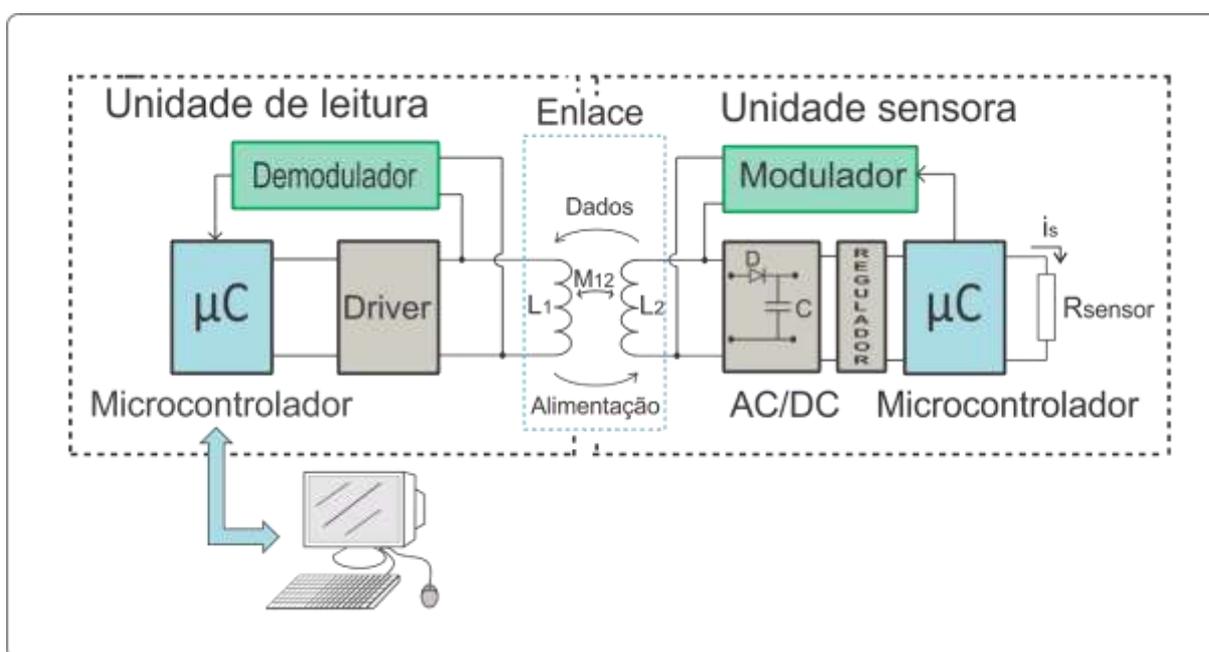


Figura 15 - Diagrama de blocos do sistema de biotelemetria proposto.
Fonte: Autoria própria.

De acordo com o diagrama mostrado na Figura 15, cada bloco será analisado separadamente para melhor entendimento do funcionamento do sistema como um todo. Na unidade sensora do sistema, da direita para a esquerda, o resistor R_{sensor} , que simula um sensor, representa uma grandeza física a ser monitorada em um sinal equivalente elétrico (tensão ou corrente) adequado para a medição da informação que será feita pelo microcontrolador utilizado. O tipo de sensor depende da aplicação, podendo ser um sensor de medição de temperatura, um sensor de pressão, no caso de monitoramento da pressão intracorpórea do corpo, ou mesmo da pressão sanguínea (NGUYEN; FERNANDES; HÄFLIGER, 2014). Outra aplicação desse tipo de sistema é na medição da bioimpedância, nesse caso R_{sensor} caracteriza a parte real da impedância do tecido monitorado (MART; PARVE, 2007).

Para realizar a leitura do sensor utilizado na medição da grandeza monitorada, utiliza-se um microcontrolador que contenha um ou mais conversores Analógicos para Digital (A/D) para realizar a leitura da informação, transformando-a para um formato digital que possibilite a transmissão através do enlace utilizado. O microcontrolador a ser utilizado deve cumprir uma série de requisitos determinados pela aplicação, como possuir uma tensão de alimentação baixa, na faixa de 1.8V a 3,6V, pois a amplitude da tensão gerada pelo enlace não ultrapassa valores muito superiores a esses, sendo necessários estágios de retificação e regulação da mesma, acarretando em perdas adicionais. Outro requisito a ser cumprido pelo microcontrolador utilizado é na necessidade da utilização de *timers* para realizar o gerenciamento de tempo na leitura e transmissão das informações, também em alguns casos é necessária a utilização de interfaces de comunicação por exemplo.

Como a forma de onda induzida na bobina da unidade sensora é de amplitude e polaridade variável, faz-se o uso de alguma técnica de retificação e regulação de tensão para que seja possível efetuar a alimentação do microcontrolador e do sensor, assim como de alguns elementos utilizados no circuito responsável pela modulação dos dados (amplificadores operacionais entre outros). Para realizar a retificação da forma de onda de tensão, geralmente se utiliza 1 ou 4 diodos nas configurações de meia ponte e ponte completa, como ilustrado na Figura 16.

Com o uso da ponte retificadora a tensão produzida se transforma em corrente contínua (CC), porém não se mantém em um valor regulado constante, visto que os elementos (microcontrolador, amplificador operacional entre outros) necessitam dessa condição. Para produzir essa tensão regulada em um valor compatível, utiliza-se um bloco de regulação, sendo possível o uso de reguladores lineares em um único circuito integrado (CI) ou reguladores lineares com base em transistores e diodos combinados. Uma vantagem no uso de reguladores na forma de CI é quanto a precisão e no espaço ocupado pelo mesmo.

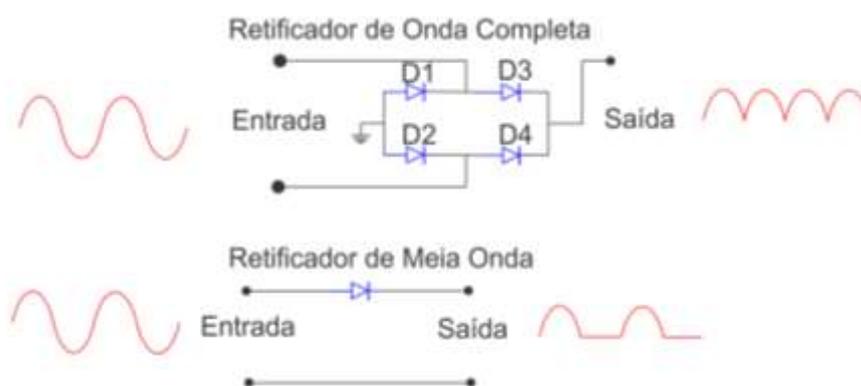


Figura 16 - Ponte completa e meia ponte de diodos para retificação.
Fonte: Autoria própria.

Para proporcionar a transferência de energia entre as unidades, utiliza-se um grupo de bobinas (duas ou mais bobinas) sendo uma ou mais bobinas da unidade sensora e mais uma (ou mais de uma dependendo da configuração) na unidade de leitura.

De acordo com a excitação da bobina da unidade externa (comumente chamada de bobina de driver) induz uma tensão alternada na bobina da unidade sensora (geralmente chamada de bobina de carga) devido ao acoplamento magnético existente entre as bobinas. As bobinas podem ser utilizadas também para a transferência de dados, sendo necessários circuitos de modulação e demodulação de dados.

Os circuitos de modulação e demodulação são necessários para prover a transferência de dados através do mesmo enlace utilizado para a transferência de energia para a unidade sensora. Estes circuitos possuem como entrada as informações em forma digital provenientes do microcontrolador utilizado para a leitura do sensor, enquanto que a saída se dá em forma analógica de acordo com a técnica utilizada, ou seja, do modo com que as informações serão moduladas. Por exemplo, no caso da modulação FSK, a saída se baseia na mudança da frequência do sinal de saída dependendo do valor do "bit" de entrada. Da mesma forma que os dados são modulados para a transferência através do enlace, as informações precisam ser demoduladas de forma que o microcontrolador utilizado na unidade de leitura possa interpretar essa informação. Geralmente, o circuito demodulador é formado por elementos semicondutores (amplificadores operacionais, transistores) e também por elementos passivos, como capacitores, resistores, entre outros.

O microcontrolador utilizado para a recepção de dados enviados pela unidade sensora, através do circuito demodulador, também é responsável pelo envio dessas informações para um computador através de terminal de comunicação serial, onde as informações serão armazenadas para análises posteriores. Outra função desse dispositivo é efetuar o controle do circuito de geração de sinal de excitação, definido a frequência entre outros parâmetros a um dispositivo gerador de sinal.

O driver utilizado para a excitação das bobinas do enlace é responsável pela injeção de corrente na bobina do driver e por controlar a frequência da onda de tensão aplicada nas bobinas, para que se consiga maximizar a quantidade de energia transferida para a unidade sensora.

3.1 MATERIAIS UTILIZADOS

Nesta seção serão apresentados os materiais utilizados no desenvolvimento do sistema, sua finalidade e as características de cada material. Primeiramente, serão abordadas as bobinas utilizadas no enlace indutivo, os microcontroladores utilizados nas unidades de leitura e sensora e os demais componentes utilizados no sistema e os circuitos desenvolvidos.

3.1.1 Bobinas

As bobinas desenvolvidas para formar o enlace indutivo foram confeccionadas em laboratório com fios de cobre do tipo Litz, geralmente utilizados para diminuir a resistência AC dos condutores e aumentar o fator Q das bobinas. As bobinas foram construídas em forma plana, como ilustrada na Figura 17, onde o número de espiras e a bitola dos condutores utilizados seguem a metodologia utilizada.



Figura 17 - Formato utilizado na confecção das bobinas
Fonte: Autoria própria.

3.1.2 Kits de Desenvolvimento de Microcontroladores utilizado na Unidade de Leitura

Para a recepção das informações enviadas pela unidade sensora será utilizado o kit de desenvolvimento MSP430F5529 *Experimenter Board* com um microcontrolador MSP430F5529. Este dispositivo possui CPU com arquitetura RISC de 16 *Bits*, aceita sinal de *clock* com frequência máxima de 25MHz, tensão de alimentação entre 1.8 e 3.6 Volts, disponibiliza quatro *timers* de 16 *bits*, um conversor A/D de 12 *bits* de alta performance, modos de economia de energia, duas interfaces de comunicação do tipo *Universal Serial Communication Interfaces* (USCI), suportando os protocolos UART, I2C, SPI, *Full-Speed Universal Serial Bus* (USB). Além disso, este microcontrolador possui um multiplicador de *hardware* de 16 *bits*, um bloco de Relógio de Tempo Real (RTC), cristal ressonante de 32 kHz, periférico de DMA, 63 pinos de I/O, entre outras características (TEXAS INSTRUMENTS INCORPORATED, 2013). Para o desenvolver o projeto serão utilizados alguns periféricos, tais como USCI no modo UART, pinos de I/O, *timers*, entre outros.

Para controle do dispositivo utilizado para gerar a forma de onda necessária para a excitação do enlace será utilizado o *kit launchPad* MSP430G2 com um microcontrolador MSP430G2553, com arquitetura RISC de 16 *Bits*, com *clock* máximo de 16MHz, tensão de alimentação entre 1.8 e 3.6 Volts, contendo dois *timers* de 16 *bits*, conversor A/D de 10 *bits*, 5 modos de economia de energia, *Universal Serial Communication Interfaces* (USCI) suportando a comunicação via UART, I2C, SPI,

cristal ressonante de 32 kHz, 16 pinos de I/O 16KB de memória flash e 512B de memória RAM (TEXAS INSTRUMENTS INCORPORATED, 2011). Para o desenvolver o projeto serão utilizados alguns periféricos como USCI no modo UART, pinos de I/O, entre outros.

3.1.3 Kit de Desenvolvimento de Microcontroladores utilizado na Unidade sensora

Para a aquisição e transmissão das informações feita pela unidade sensora, será utilizado o kit de desenvolvimento MSP-EXP430FR5969 LaunchPad™ FRAM com um microcontrolador MSP430FR5969, que possui arquitetura RISC de 16 *Bits*, *clock* máximo de 16 MHz, tensão de alimentação entre 1.8 a 3.6 Volts, memória ferroelétrica FRAM de 64KB e memória estática de acesso randômico SRAM de 2KB. Além disso, contém 5 *timers* de 16 bits, um conversor A/D com número de bits ajustável de até 12 *bits*, possui modos de economia de energia, três interfaces de comunicação serial do tipo *Universal Serial Communication Interfaces* (USCI), suportando a comunicação via UART, I2C, SPI, contendo dois módulos UART, um módulo I2C e três módulos SPI. Este dispositivo possui, ainda possui um multiplicador por *hardware*, um relógio de tempo real com calendário e funções de alarme, verificador de redundância cíclica (CRC) de 16 bits, cristal ressonante de 32 kHz, recurso de DMA, 40 pinos de I/O, entre outras características (TEXAS INSTRUMENTS INCORPORATED, 2012). Para o desenvolver o projeto serão utilizados alguns periféricos, como USCI no modo UART, pinos de I/O, *timers* e conversor A/D.

3.2 METODOLOGIA

Nesta seção serão expostos os métodos e técnicas utilizadas no desenvolvimento do sistema. Primeiramente, será abordada a metodologia empregada no projeto do enlace indutivo, com a especificação de cada componente (capacitores, indutores, etc.). Em seguida, serão apresentados os sistemas de comunicação de dados, os elementos utilizados no circuito de *driver*, os circuitos de retificação e regulação de tensão e os sistemas microcontrolados utilizados tanto na unidade de leitura quando na unidade sensora do sistema.

3.2.1 Enlace Indutivo

O enlace indutivo desenvolvido para a utilização no projeto segue a mesma metodologia empregada por Ramrakhyani, Mirabbasi e Chiao (2011) e também por Ramrakhyani e Lazzi (2012). Onde buscou-se replicar os parâmetros utilizados por Ramrakhyani e Lazzi (2012), pois os resultados alcançados são relevantes e satisfazem os requisitos do presente trabalho. A Figura 18 traz a configuração utilizada no enlace, onde R_D , R_T , R_L representam as resistências próprias das bobinas de driver, transmissor e da unidade sensora, respectivamente, L_D , L_T , L_L representam as indutâncias das bobinas e C_D , C_T , C_L representam as capacitâncias utilizadas no enlace, R_{carga} representa a carga a ser alimentada pelo enlace na unidade sensora.

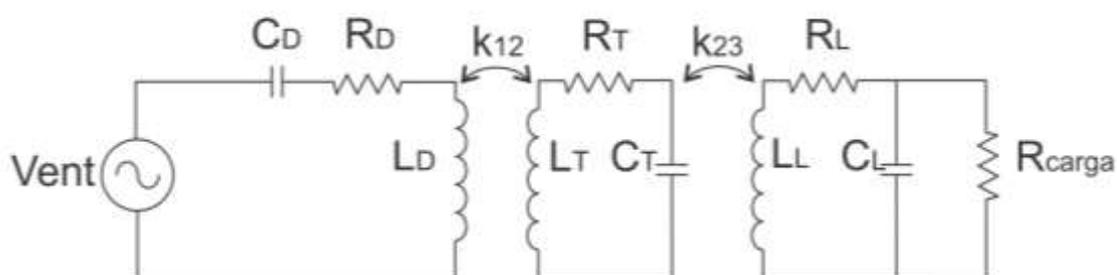


Figura 18 - Enlace indutivo proposto.
Fonte: Autoria própria.

Para determinar a quantidade de espiras das bobinas, testes práticos foram realizados, tomando como base os mesmos parâmetros utilizados por Ramrakhyani e Lazzi (2012). Os valores dos capacitores utilizados foram determinados de forma prática, onde eram combinados capacitores de diferentes valores para se chegar em uma frequência de ressonância do circuito LC (formado pelos capacitores e pelas bobinas) em torno de 3MHz.

Para determinar a indutância das bobinas de driver, transmissor e da unidade sensora, utilizou-se o circuito da Figura 19, onde R representa um resistor de valor conhecido e L representa a indutância da bobina a ser determinada. Um gerador de funções foi utilizado para gerar o sinal senoidal em uma frequência de 3MHz. Então, a defasagem entre as tensões V_1 e V_2 foram observadas com um osciloscópio para determinar a indutância própria da bobina, desprezando-se a resistência e

capacitância intrínseca. Os valores encontrados para as indutâncias das bobinas e os valores dos capacitores utilizados no enlace são mostrados na Tabela 3.

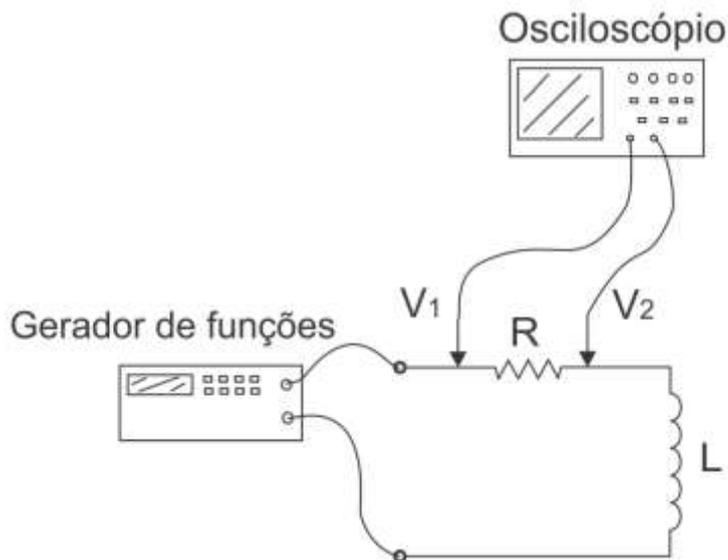


Figura 19 - Esquema utilizado na medição das indutâncias das bobinas.
Fonte: Autoria própria.

Tabela 3 - Valores utilizados no enlace indutivo proposto.

Valores utilizados no enlace	
L_D	0.409uH
L_T	3.156uH
L_L	0.289uH
C_D	440pF
C_T	4.9nF
C_L	4.42nF

Fonte: Autoria própria.

3.2.2 Sistema para Comunicação de Dados

Para a comunicação de dados entre as unidades sensora e de leitura utilizou-se a técnica de modulação LSK. Esse tipo de modulação utiliza o chaveamento de carga para modular as informações a serem transmitidas, sendo que os níveis lógicos são representados pelos níveis de tensão do sinal transmitidos, onde o bit "0" é representado pelo maior nível de tensão e o bit "1" é representado pelo menor nível do sinal, conforme ilustrado na Figura 12. A escolha desse tipo de

modulação foi devido a simplicidade da implementação, pelo fato de se mostrar adequada para baixas taxas de transferência de dados e por utilizar uma quantidade pequena de componentes na construção do circuito modulador de dados, reduzindo o tamanho da unidade sensora.

O diagrama de blocos da Figura 20 mostra a topologia básica da técnica utilizada. O sinal de dados passa por um filtro passa baixas para eliminar algumas possíveis interferências causadas por outros sinais (interferência eletromagnética, etc.). Em seguida, o sinal é modulado pelo circuito modulador de dados, que é composto por uma chave semicondutora em série com um resistor, conectando e desconectando o resistor ao circuito (TRUNG ; HAFLIGER, 2013). Isso modifica a impedância da unidade sensora e, conseqüentemente, a impedância vista pelo circuito primário, causando uma alteração na corrente da bobina primária, variação que pode ser detectada pelo circuito demodulador.

O sinal de dados proveniente do microcontrolador passa por um filtro passa baixas para atenuar eventuais harmônicos, reduzindo assim a largura de faixa do sinal modulante (FARIAS, [201-]). Em seguida os dados são modulados pelo modulador de amplitude e combinados com o sinal da portadora para que possam ser transmitidos e demodulados na unidade de leitura.

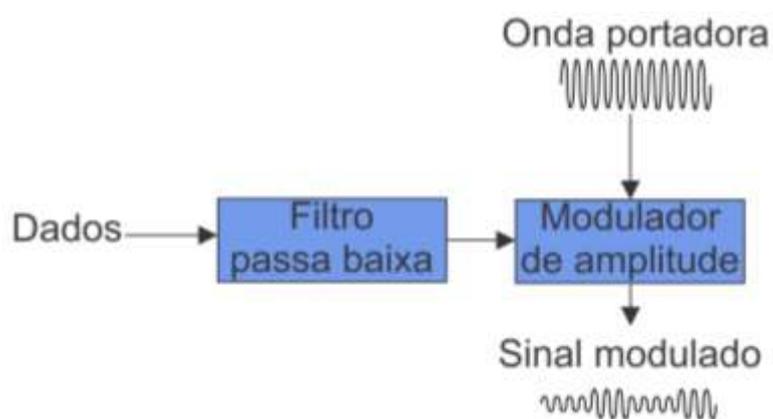


Figura 20 - Diagrama de blocos do demodulador ASK.
Fonte: Autoria própria.

O circuito modulador utilizado no desenvolvimento do projeto está ilustrado na Figura 21, juntamente com o circuito de *driver* para o acionamento da chave semicondutora do tipo MOSFET e o circuito de retificação e regulação de tensão. O microcontrolador utilizado para a aquisição dos dados e a transmissão dos mesmos juntamente com o sensor utilizado são representados pela carga Z_L .

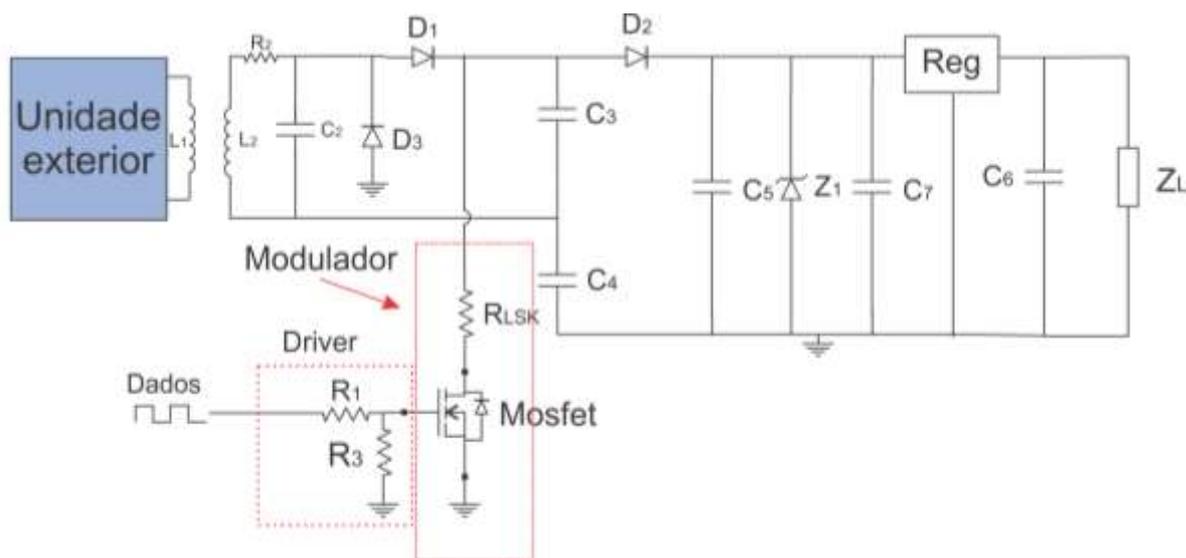


Figura 21 - Circuito utilizado na modulação de dados.
Fonte: Autoria própria.

Na Figura 21, R1 é utilizado para polarizar o MOSFET e R3 é utilizado para descarregar o capacitor interno do MOSFET, melhorando a performance na comutação da carga. O MOSFET utilizado foi o PHD78NQ03LT, o qual possui uma tensão V_{GS} entre 1V e 2V, propício para aplicações com baixa tensão de acionamento, a tensão V_{DS} é de no máximo 25V e a capacidade de corrente é de até 75A (PHILIPS SEMICONDUCTORS, 2002). Na modulação empregada utilizou-se como carga R_{LSK} . Os valores dos componentes utilizados no circuito da unidade sensora estão mostrados na Tabela 4.

Para a demodulação dos dados recebidos considera-se o esquema ilustrado no diagrama de blocos da Figura 22. O sinal modulado é recebido através do enlace indutivo e passa por um circuito detector de envoltória (retificador de onda completa ou de meia onda). O sinal retificado passa por um circuito detector de pico, que compara o sinal recebido com um nível CC para determinar o nível lógico (alto ou baixo) (CHUNG, *et al.*, 2009). Após isso, as componentes de alta frequência da onda portadora são filtradas pelo filtro passa-baixa, após utiliza-se um filtro passa altas para atenuar o nível CC do sinal. Em seguida, o sinal passa por um circuito comparador para decidir o nível lógico da informação, ou seja, se é nível “0” ou “1”. Por último, um circuito limitador de amplitude é empregado para adequar a amplitude do sinal ao nível requerido pelo microcontrolador que atua na recepção dos dados (FARIAS, [201-]).

Tabela 4 - Valores dos componentes utilizados no circuito da unidade sensora.

Componentes da Unidade sensora	
Componente	Valor
R1	33 Ω
R2	Resistencia própria da bobina
R3	100k Ω
R _{LSK}	5 Ω
C2	Verificar
C3	100nF
C4	100nF
C5	10uF
C6	10nF
C7	10nF
D1	MBRA140T3G
D2	MBRA140T3G
D3	MBRA140T3G
L1	Indutância da bobina de carga
Reg	MIC5255 – 3.3V
MOSFET	PHD78NQ03LT
Z1	5V6

Fonte: Autoria própria.

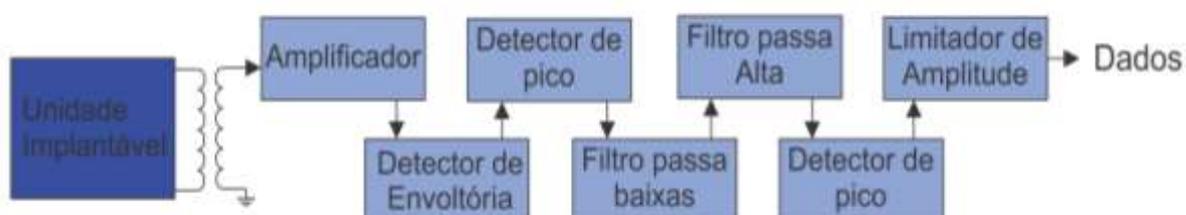


Figura 22 - Diagrama de blocos do circuito demodulador LSK.

Fonte: Autoria própria.

No projeto utilizou-se o circuito da Figura 23. No primeiro estágio, utiliza-se o Amp_Op_3 em conjunto com R3 e R4 para amplificar o sinal de entrada. O diodo D1 é responsável pela retificação do sinal. O amplificador operacional Amp_Op_1 foi utilizado na configuração de comparador (comparador 1), comparando o sinal após a retificação com um nível CC (Gerado no divisor de tensão entre R5 e R6 para determinação do nível lógico (“0” ou “1”). Em seguida, tem-se um *buffer* (Amp_Op_4) dando um ganho na corrente. A parte negativa do sinal é “cortada” pelo diodo D3, enquanto o conjunto de R1 com C1 realizam a filtragem, atenuando os componentes

de alta frequência do sinal. O sinal resultante passa por um filtro passa-alta para diminuir o nível CC do sinal. Por último, o amplificador operacional Amp_Op_2 foi utilizado na configuração de comparador (comparador 2), comparando o sinal filtrado com um nível CC (tensão CC gerada no divisor de tensão entre R7 e R8), determinando o nível lógico do sinal. No último estágio, o sinal é retificado pelo diodo D4 e os resistores R9 e R10 dividem a tensão. O diodo zener Z1 limita o sinal de saída para que seja possível a leitura pelo microcontrolador.

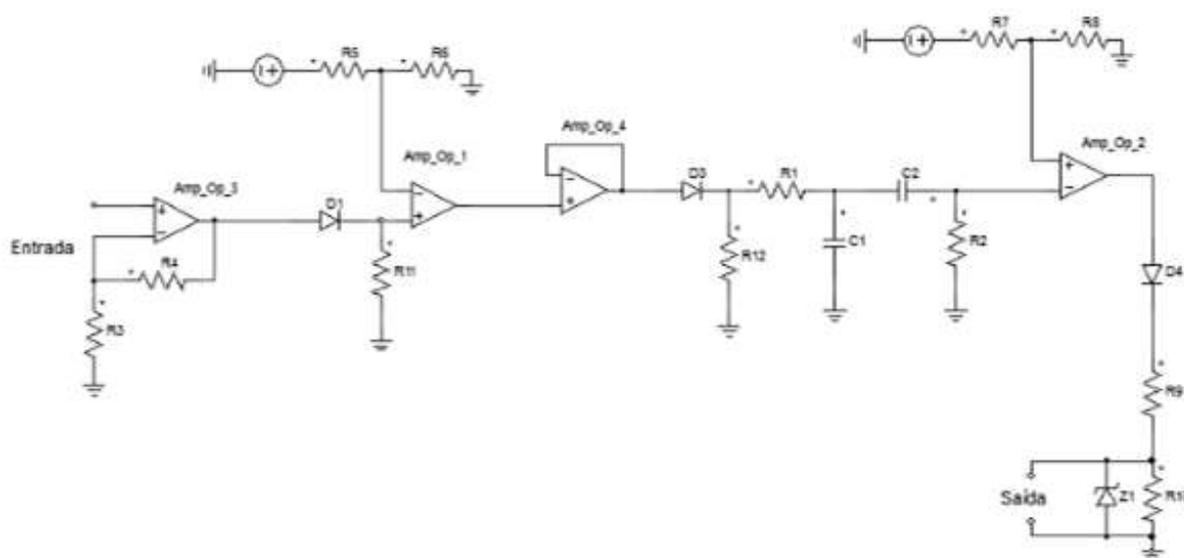


Figura 23 - Circuito utilizado na demodulação dos dados recebidos.
Fonte: Autoria própria.

Para amplificar o sinal de entrada (ver Figura 23) do circuito com um ganho de tensão de até 10 vezes, utilizou-se um amplificador operacional THS4001, um resistor R3 em conjunto com um *trimpot* (representado por R4). Para a retificação do sinal amplificado usou-se um diodo D1.

Para a geração da tensão de referência dos comparadores (Amp_Op_1 e Amp_Op_2) utilizou-se dois resistores R5 e R7 e dois *trimpots* (representados por R6 e R8) para ajustar a tensão de comparação. O diodo D3 é utilizado para retificar a forma de onda de saída do comparador 1 (Amp_Op_1) retirando assim a parte negativa da tensão antes da filtragem, o sinal passa também por um *buffer* para obter um ganho de corrente.

A filtragem das baixas frequências é feita pelo filtro passa baixa formado por R1 e C1, sendo projetado para atenuar as frequências acima de 500 kHz, ficando uma década acima da frequência utilizada no sinal modulante (em torno de 50 kHz),

não interferindo nos dados e atenuando as altas frequências do sinal portador. Os valores comerciais utilizados são de $R1 = 3.3 \text{ k}\Omega$ e $C1 = 100 \text{ pF}$, resultando numa frequência de corte real de 482,2877 kHz. Para eliminar as baixas frequências do sinal aplicou-se um filtro passa altas projetado numa frequência de corte de 180 Hz, atenuando assim possíveis níveis DC e interferências de 60 Hz e 180 Hz. Para isso, utilizou-se valores comerciais de resistor e capacitor de $10 \text{ k}\Omega$ e 100 nF , respectivamente, com uma frequência de corte real de 159.15 Hz.

O diodo D4 é responsável pela retificação do sinal proveniente do comparador 2, retirando tensões negativas indesejadas. Para adequar o nível de tensão da saída com o nível do microcontrolador, utilizou-se um divisor de tensão e um diodo zener (R9, R10 e Z1, respectivamente). Os valores dos componentes utilizados no circuito demodulador de dados estão na Tabela 5.

Tabela 5 - Valores dos componentes utilizados no circuito demodulador

Circuito demodulador	
Componente	Valor
R1	3.3k Ω
R2	10k Ω
R3	1k Ω
R4	Potenciômetro 10k Ω
R5	1k Ω
R6	Potenciômetro 10k Ω
R7	1k Ω
R8	Potenciômetro 10k Ω
R9	10k Ω
R10	10k Ω
R11	10k Ω
R12	100k Ω
D1	1N4148
D3	1N4148
D4	1N4148
Z1	3V3
C1	100pF
C2	100nF
Amp_Op_1	THS4001
Amp_Op_2/Amp_Op_4	TLE2072
Amp_Op_3	THS4001

Fonte: Autoria própria.

3.2.3 Circuito de driver para alimentação do enlace indutivo

Para realizar a alimentação do enlace indutivo utilizou-se a topologia ilustrada no diagrama de blocos da Figura 24, sendo composto por um gerador de sinais em conjunto com um amplificador de tensão e um de corrente.

Para a geração do sinal utilizou-se o AD9850 que é um gerador de onda, com frequência e fase programáveis, com resolução de 0,0291 Hz, com *clock* máximo de 125MHz e alimentação de 3.3V ou 5V (ANALOG DEVICES INCORPORATED, 1999) . Para realizar o ganho de tensão necessário utilizou-se um amplificador operacional (THS4001C) em conjunto com 1 resistor R2 e um trimpot R1, como mostra a Figura 25. Para obter o ganho de corrente requerido, utilizou-se o driver BUF634, cuja tensão de entrada varia entre $\pm 2.5V$ e $\pm 18V$ e saída máxima é de 250mA (TEXAS INSTRUMENTS INCORPORATED, 1996). O capacitor C1 e o resistor R3 formam um filtro passa alta para atenuar o nível DC contido na saída do AD9850, assim a onda depois da filtragem é simétrica em relação ao ponto de referência (GND).

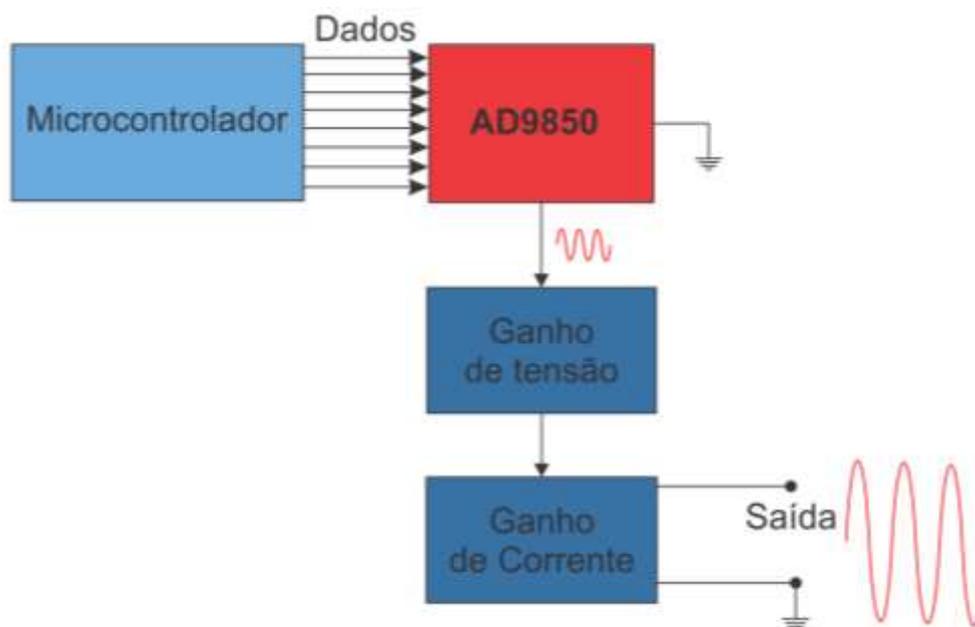


Figura 24 - Diagrama de blocos do driver de alimentação do enlace indutivo
Fonte: Autoria própria.

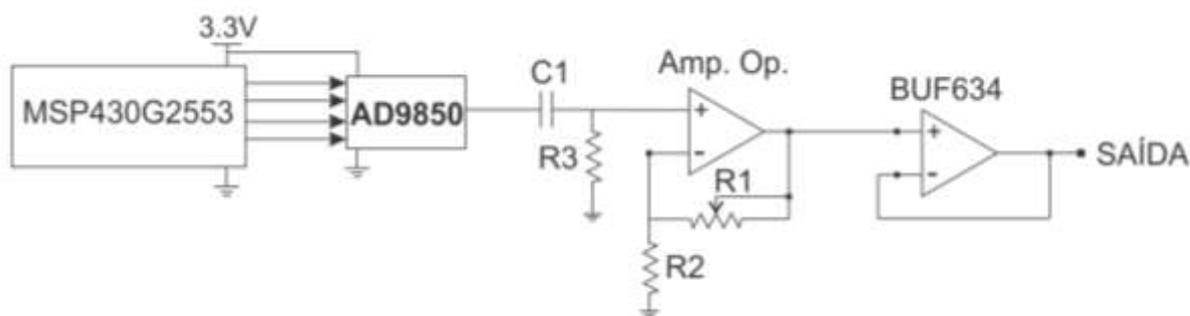


Figura 25 - Circuito utilizado no driver de alimentação do enlace
Fonte: Autoria própria.

O gerador de sinais AD9850 pode ser controlado via comunicação serial ou paralela, sendo que para o projeto optou-se pela comunicação serial. O microcontrolador MSP430G2553 utilizado na unidade de leitura realiza a inicialização do AD9850 (utilizando uma frequência inicial de 3MHz) e controle do gerador de sinais. Para aumentar e diminuir a frequência utiliza-se uma porta serial de comunicação com um computador e um terminal de comunicação instalado no computador. Para aumentar a frequência utiliza-se o caractere “+” e para diminuir utiliza-se o caractere “-”, sendo que os demais caracteres não exercem nenhuma função. A frequência utilizada no projeto é de 3MHz.

O filtro composto por C1 e R3 foi projetado para atenuar as frequências abaixo de 900Hz a fim de atenuar o nível DC da saída do AD9850 e também para eliminar possíveis interferências nas frequências múltiplas de 60Hz providas da rede elétrica convencional. Para isso, utilizou-se valor comercial de um capacitor de 180nF e um resistor de 1kΩ, resultando em uma frequência de (SOZEN; CAM, 2013):

$$f_c = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R \cdot C} \quad (12)$$

$$f_c = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 1k \cdot 180n} = 884.19Hz \quad (13)$$

No amplificador de tensão utilizou-se um trimpot de 10k e um resistor de 560Ω, para resultar em um ganho máximo próximo a 20, uma vez que o AD9850 gera uma tensão com amplitude em torno de 1 V_{pp} (Volt pico-a-pico), possibilitando obter na saída uma tensão de até aproximadamente 20 V_{pp}. Os componentes utilizados e seus respectivos valores estão mostrados na Tabela 6.

Tabela 6 - Valores dos componentes utilizados no circuito de driver de alimentação.

Componentes Circuito Driver	
Componente	Valor
C1	180nF
Potenciômetro R1	10k Ω
R2	560 Ω
R3	1k Ω
Amp. Op.	THS4001
BUF634	-

Fonte: Autoria própria.

3.2.4 Circuito Retificador e Regulador de Tensão da Unidade sensora

Para a retificação e regulação da tensão proveniente da bobina de carga, utilizou-se o circuito ilustrado na Figura 26, onde pode-se separar em 2 estágios, sendo o primeiro de retificação e o segundo de regulação de tensão.

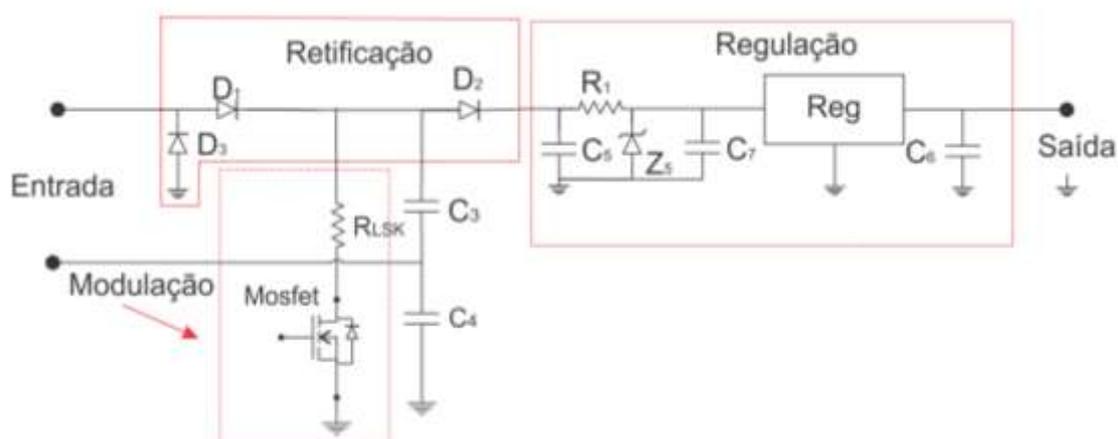


Figura 26 - Circuito de retificação e regulação de tensão utilizado.

Fonte: Autoria própria.

No estágio de retificação de tensão, utilizou-se 3 diodos (D1, D2, D3) formando uma ponte retificadora de meia onda em conjunto com 2 capacitores para diminuir a ondulação de tensão. Com a ligação da parte inferior da entrada entre os dois capacitores consegue-se dobrar a tensão após a retificação, pois no semiciclo positivo o capacitor C3 é carregado e no semiciclo negativo o capacitor C4 é carregado, transformando assim a forma de onda CA em um sinal CC requerida pelo sistema microcontrolado. No estágio de regulação de tensão, utilizou-se um capacitor para armazenar energia e diminuir o *ripple*, um regulador de tensão MIC5255 (cuja

tensão de saída é 3.3V) em paralelo com um diodo zener Z5 (com tensão reversa de 5.6V) e um capacitor C₇ para limitar e estabilizar a tensão de entrada do regulador, uma vez que o mesmo suporta uma tensão de entrada máxima de apenas 6V. O resistor R1 foi utilizado para que a tensão do capacitor C5 não se limite a tensão reversa do diodo zener. O capacitor C6 na saída do regulador é utilizado para auxiliar na regulação de tensão, garantido uma tensão estável para o microcontrolador da unidade sensora. Os valores dos componentes utilizados estão na Tabela 4.

3.2.5 Sistema Microcontrolado da Unidade Sensora

Para a unidade sensora utilizou-se o kit de desenvolvimento MSP-EXP430FR5969, que contém um microcontrolador MSP430FR5969, devido as suas características e periféricos. Esse microcontrolador se adequa a necessidade do projeto, pois contém os periféricos necessários, tais como, conversor A/D, comunicação via UART, pinos de I/O, *timers*. Além disso, possui memória do tipo ferroelétrica, que é de relevante importância em sistemas que necessitem de grande economia de energia. Outro fator para a escolha do kit foi que o professor orientador já possuía um kit, facilitando o uso, sem a necessidade de adquirir outro kit.

3.2.6 Sistema Microcontrolado da Unidade de Leitura

Para a unidade de leitura utilizou-se o kit de desenvolvimento MSP-EXP430F5529 que contém um microcontrolador MSP430F5529, e um *kit launchPad* MSP430G2 com um microcontrolador MSP430G2553. O uso destes kits é justificado pela disponibilidade, características e periféricos de ambos. O microcontrolador MSP430F5529 se adequa a necessidade do projeto, pois contém os periféricos necessários, tais como, 2 canais de comunicação via UART, *timers* e pinos de I/O. O microcontrolador MSP430G2553 foi escolhido para controlar o AD9850 pois contém os periféricos necessários, como USCI no modo UART e pinos de I/O e também pela facilidade na utilização do mesmo. Outro fator para a escolha dos kits foi que o professor orientador e o aluno orientando já possuíam os kits, facilitando o uso, sem a necessidade de adquirir outro kit.

4 RESULTADOS

Neste capítulo serão mostrados os resultados obtidos na avaliação do projeto, tanto em simulações teóricas em softwares quanto na prática, sendo apresentados os resultados parciais de funcionamento dos circuitos utilizados e também do sistema como um todo.

Primeiramente, serão apresentados os resultados obtidos do enlace indutivo utilizado. Em seguida os resultados do sistema de comunicação de dados utilizado serão mostrados, assim como dos sistemas microcontrolados das unidades sensora e de leitura, do sistema de alimentação do enlace e, por fim, os resultados obtidos na avaliação geral do sistema.

Na análise prática do sistema, utilizou-se o circuito de driver para alimentação do enlace indutivo, cuja tensão de saída do driver é conectada a entrada do enlace indutivo, como mostra a Figura 27, onde R_{LSK} é o resistor utilizado como referência de tensão para o circuito demodulador de dados.

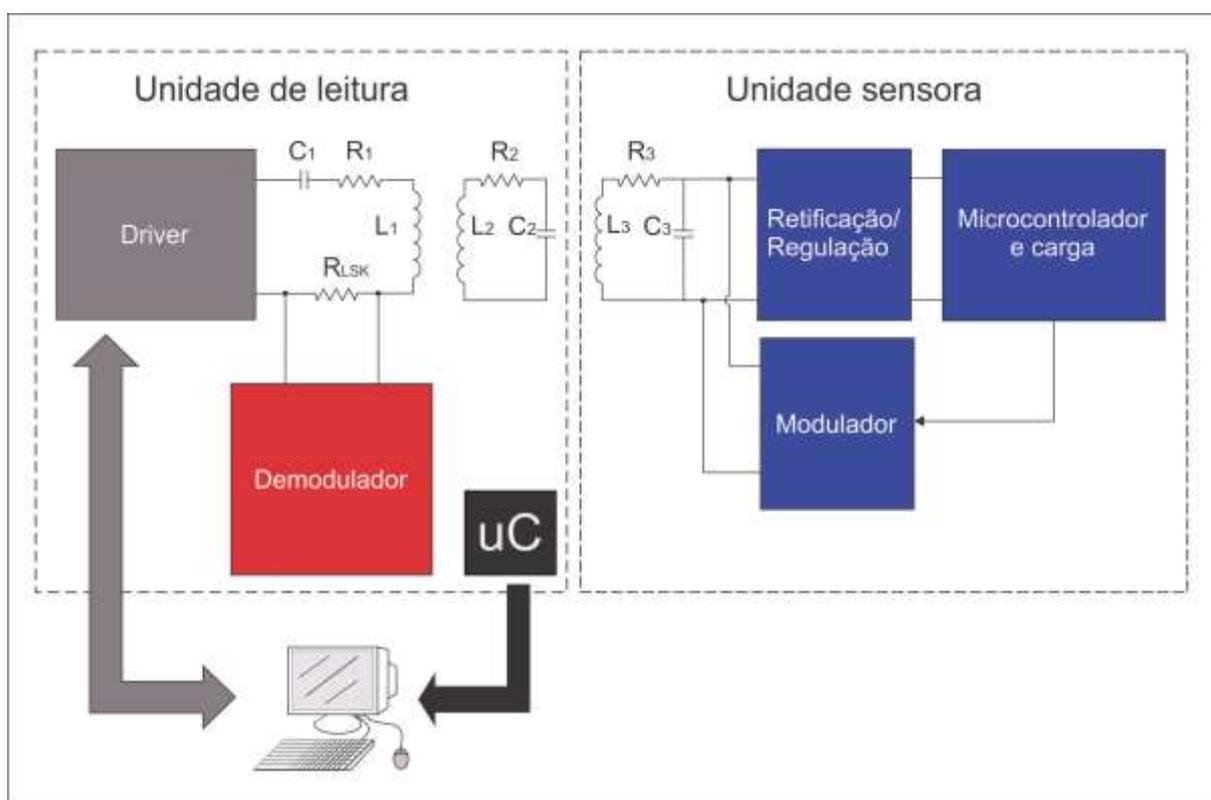


Figura 27 - Esquema utilizado para a avaliação prática do sistema.
Fonte: Autoria própria.

Para testes preliminares do sistema, utilizou-se um *kit launchPad* MSP430G2 com um microcontrolador MSP430G2553 para substituir o MSP430FR5969 devido a riscos de queima do segundo kit. Para a simulação da carga da unidade sensora utilizou-se um sensor de temperatura LM35.

4.1 ENLACE INDUTIVO

Na avaliação prática do enlace indutivo, aplicou-se a forma de onda de tensão, mostrada na Figura 28, na bobina de driver, considerando uma distância de 10mm entre as bobinas de driver e da unidade sensora. Como resultado na bobina do transmissor (bobina secundária) verificou-se a forma de onda ilustrada na Figura 29.

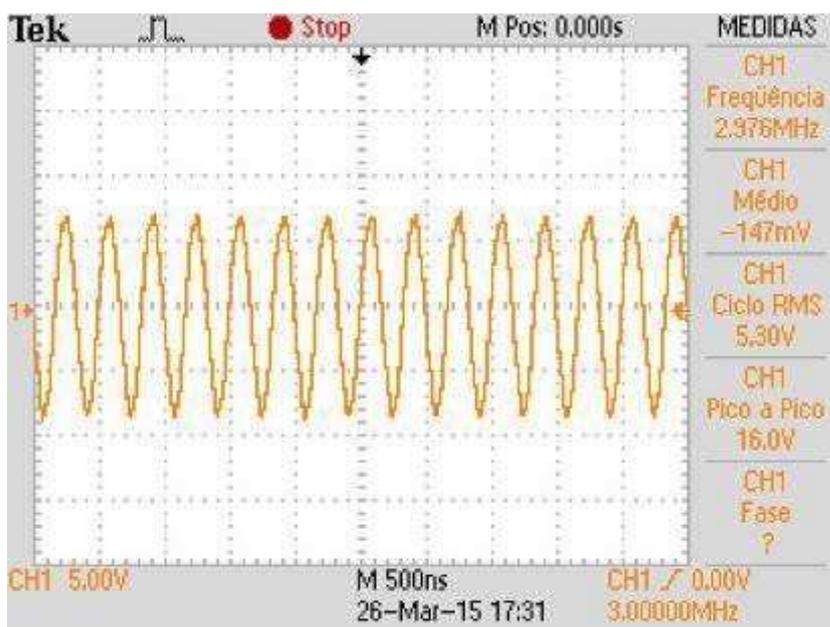


Figura 28 - Forma de onda de tensão na saída do circuito de driver conectado ao enlace indutivo utilizado na avaliação prática da alimentação do enlace.

Fonte: Autoria própria.

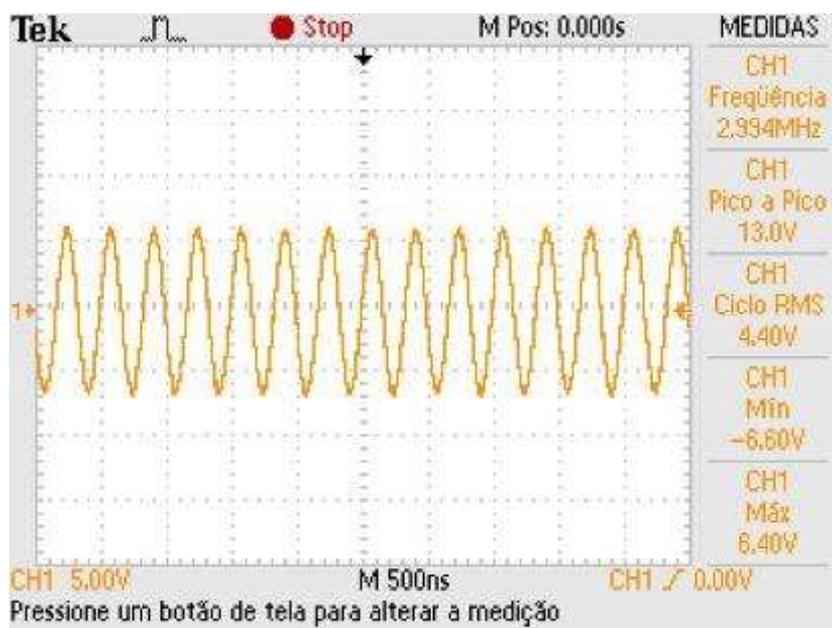


Figura 29 - Forma de onda da tensão induzida na bobina do transmissor na avaliação prática do sistema de alimentação do enlace.

Fonte: Autoria própria.

Na bobina da unidade sensora obteve-se a forma de onda mostrada na Figura 30, considerando uma distância de 10mm entre as bobinas de driver e da unidade sensora.

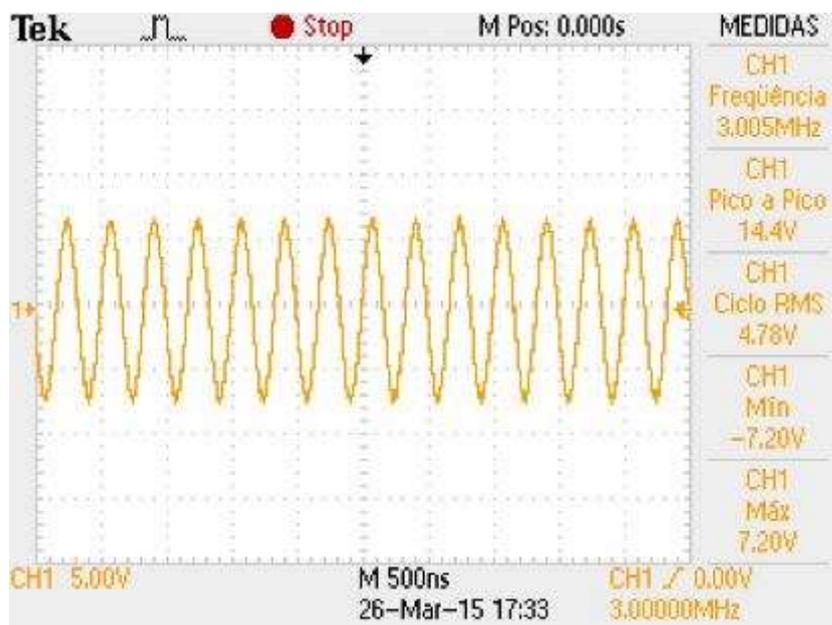


Figura 30 - Forma de onda da tensão induzida na bobina da unidade sensora na avaliação prática do sistema de alimentação do enlace.

Fonte: Autoria própria.

Na segunda parte da avaliação prática do enlace, aplicou-se a forma de onda da Figura 28 e variou-se a distância entre as bobinas de driver e a da unidade sensora. A Tabela 7 traz os valores obtidos para a tensão induzida na bobina da unidade sensora com a variação da distância entre as bobinas. O gráfico da Figura 31 mostra essa variação utilizando os mesmos valores da Tabela 7. Percebe-se, claramente, que a amplitude da tensão induzida decai com o afastamento entre as bobinas.

Tabela 7 - Valores de pico a pico da tensão induzida na bobina da unidade sensora na avaliação prática da alimentação do enlace.

Distância (mm)	Amplitude de pico a pico da tensão na bobina de carga [V]
0	17,6
1	17,4
2	17,4
3	17,2
4	17
5	16,2
6	15,8
7	15,2
8	14,4
9	13,8
10	13
11	12,4
12	11,6
13	11
14	10,4
15	10
16	9
17	8,6
18	8,2
19	7,4
20	7,2
21	6,4
22	6
23	5,04
24	4,56
25	4,16
26	3,92
27	3,68
28	3,2
29	2,96
30	2,72

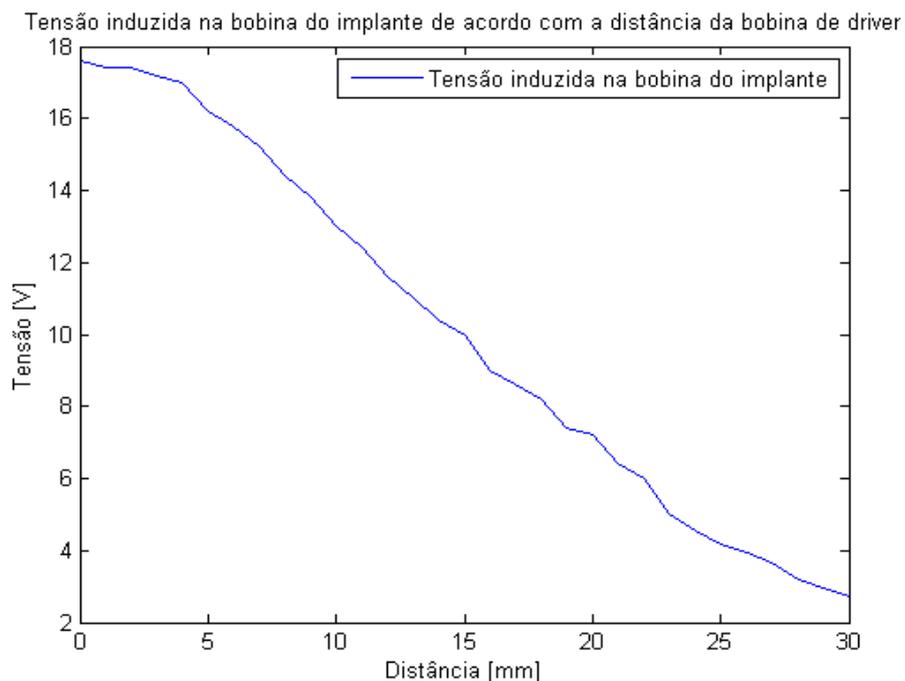


Figura 31 - Gráfico da distância em relação a tensão induzida na bobina da unidade sensora na avaliação prática do sistema de alimentação.
Fonte: Autoria própria.

A Figura 32 mostra uma imagem das bobinas utilizadas no trabalho, onde a bobina de driver é concêntrica a bobina de transmissor.

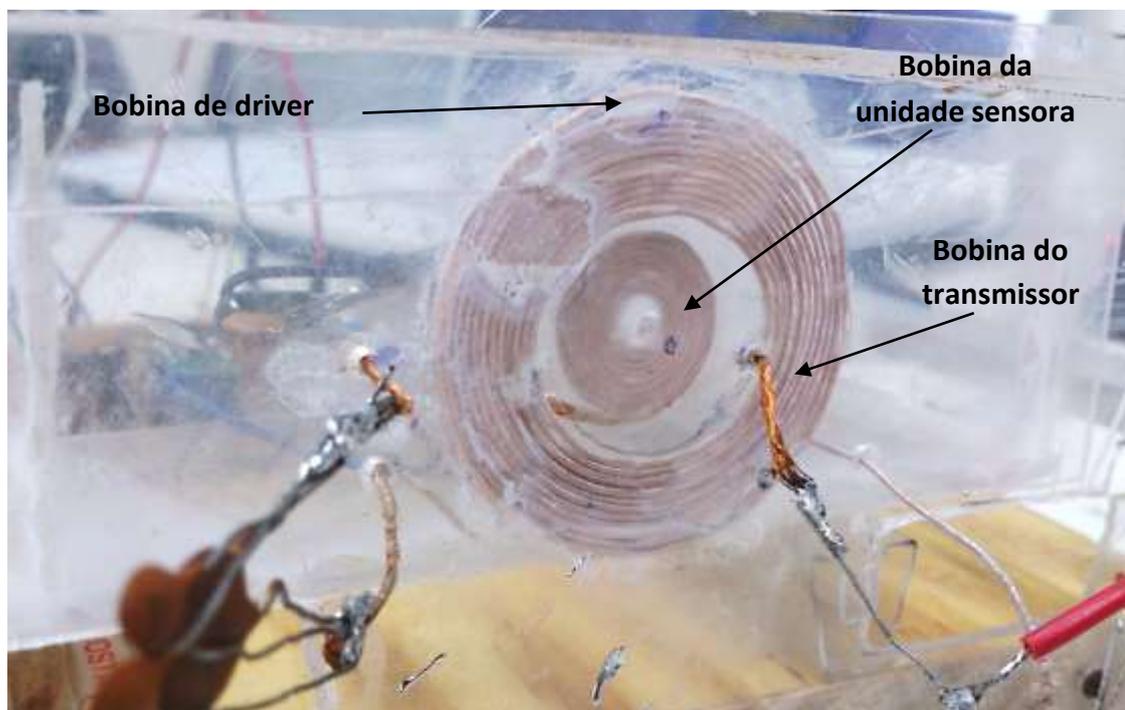


Figura 32 - Imagem das bobinas utilizadas no trabalho.
Fonte: Autoria própria.

4.2 AVALIAÇÃO DA EFICIÊNCIA DE ALIMENTAÇÃO

Na avaliação do sistema de alimentação, a forma de onda da Figura 28 que é gerada pelo circuito de driver de alimentação é aplicada na bobina de driver do sistema. Como resultado, obteve-se na unidade sensora o sinal após o retificador do circuito, cuja forma de onda é mostrada na Figura 33.

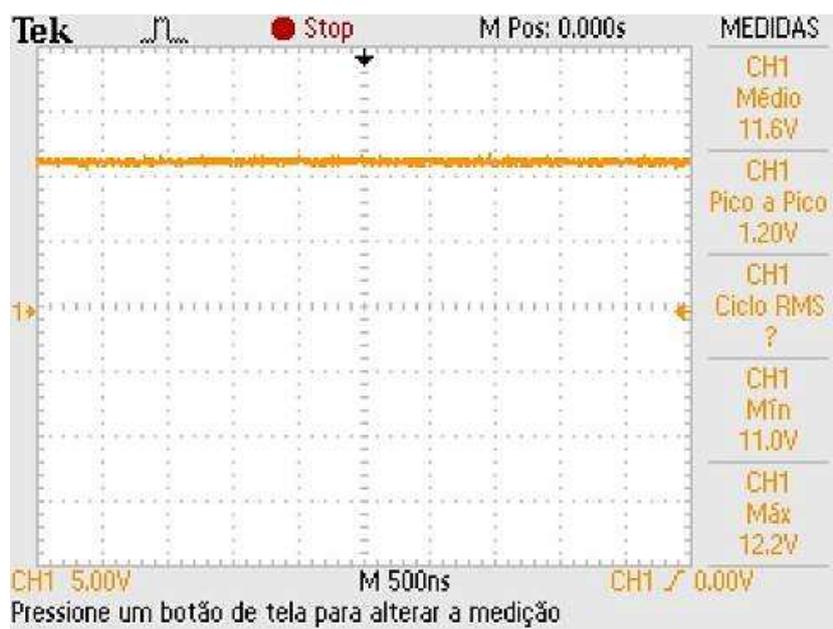


Figura 33 - Forma de onda obtida apøs o circuito de retificaço da unidade sensora na avaliaço prãtica do sistema de alimentaço.
Fonte: Autoria pr&osil;pria.

A forma de onda obtida na entrada do regulador de tensão utilizado na unidade sensora é ilustrada na Figura 34. A tensão obtida na saçda do regulador de tensão utilizado (regulador de tensão de 3.3V) é mostrada na Figura 35.

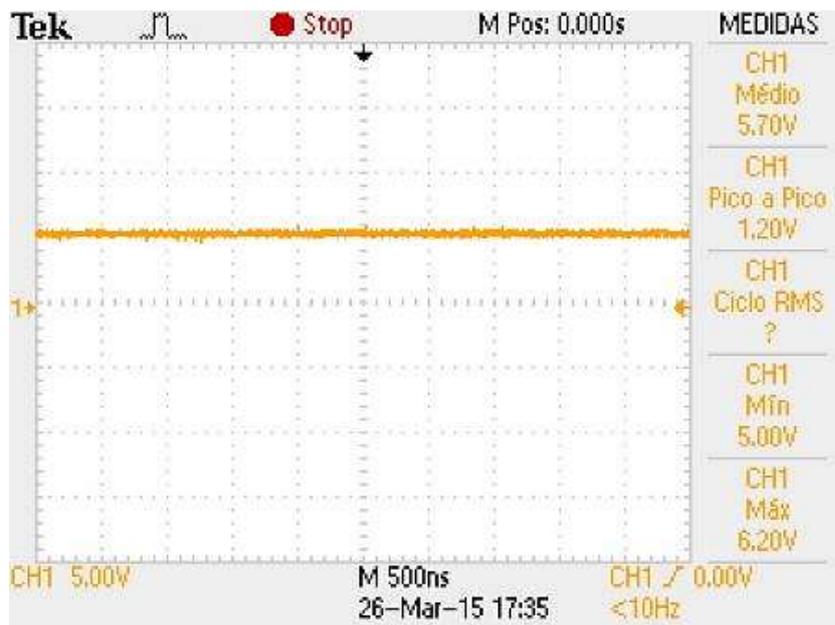


Figura 34 - Forma de onda obtida na entrada do regulador de tensão da unidade sensora na avaliação prática do sistema de alimentação.

Fonte: Autoria própria.



Figura 35 - Forma de onda obtida na saída do regulador de tensão utilizado na unidade sensora na avaliação prática do sistema de alimentação.

Fonte: Autoria própria.

Para a avaliação do consumo da unidade sensora, após o regulador de tensão, conectou-se um sensor de temperatura LM35 juntamente com um microcontrolador MSP430G2553 para realizar a leitura do sensor, simulando assim uma carga no sistema. A corrente média na entrada do regulador obtida foi de 3,16

mA. Com o microcontrolador realizando a transmissão dos dados via UART, a corrente média foi de 4,29 mA. Para isso conectou-se um resistor de valor conhecido na entrada do regulador e mediu-se com o osciloscópio a forma de onda de tensão sobre o resistor, assim podendo estimar o valor da corrente utilizando o valor médio quadrático (RMS) da tensão dividido pela resistência. Podendo haver discrepâncias com o valor real de corrente, pois o sinal verificado sobre o resistor era de pequena amplitude e possuía ruídos.

4.3 AVALIAÇÃO DA COMUNICAÇÃO DE DADOS

4.3.1 Circuito Modulador de Dados

Na simulação do circuito modulador de dados aplicou-se o modelo de transformador para representar o enlace utilizado, sendo que um enrolamento do transformador representa a bobina primária do enlace (bobina de driver e bobina de transmissor) e o outro enrolamento representa a bobina de carga da unidade sensora. Para simular os dados a serem transmitidos, utilizou-se uma fonte de tensão de onda quadrada com amplitude semelhante à de saída do microcontrolador (3.3V) e frequência de 50kHz, conforme especificado no projeto, cuja forma de onda está mostrada na Figura 36.

Com a modulação de dados feita na unidade sensora (secundário do transformador) obteve-se a forma de onda na unidade de leitura (em um resistor colocado em série com a bobina de driver para que possa servir de entrada do circuito demodulador) mostrada na Figura 37. A Figura 38 mostra a comparação da forma de onda que representa os dados e a forma de onda da modulação LSK obtida na unidade sensora.

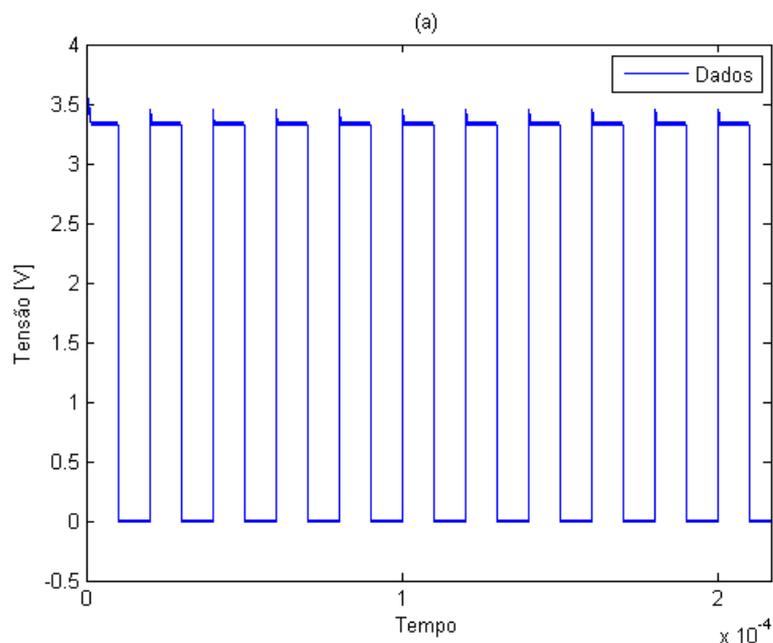


Figura 36 - Forma de onda utilizada para representar os dados na simulação do circuito modulador.
Fonte: Autoria própria.

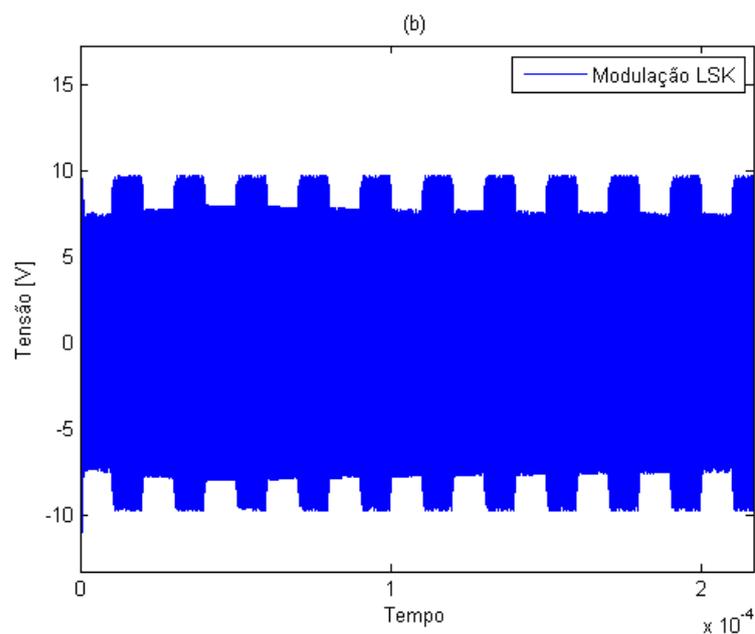


Figura 37 - Forma de onda obtida na bobina de driver com a modulação LSK na simulação do circuito modulador.
Fonte: Autoria própria.

Na avaliação prática do modulador de dados, utilizou-se o próprio enlace do projeto para levantar os resultados do circuito modulador. A Figura 39 exibe a forma de onda que representa os dados na avaliação do circuito de modulação (sinal PWM da saída do microcontrolador utilizado nos testes, para comparar com os resultados

obtidos nas simulações), porém a saída real de dados do microcontrolador se dará pela porta serial (UART).

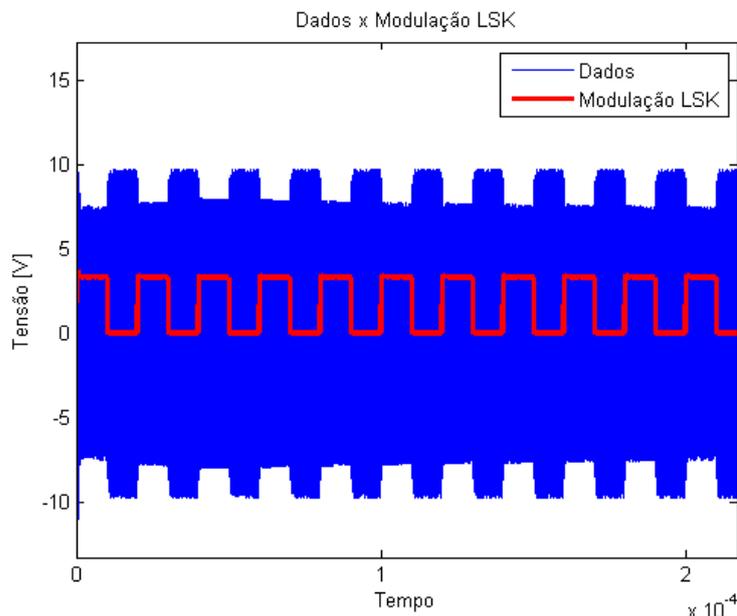


Figura 38 - Comparação da forma de onda que representa os dados e a modulação LSK na simulação do circuito modulador.
Fonte: Autoria própria.

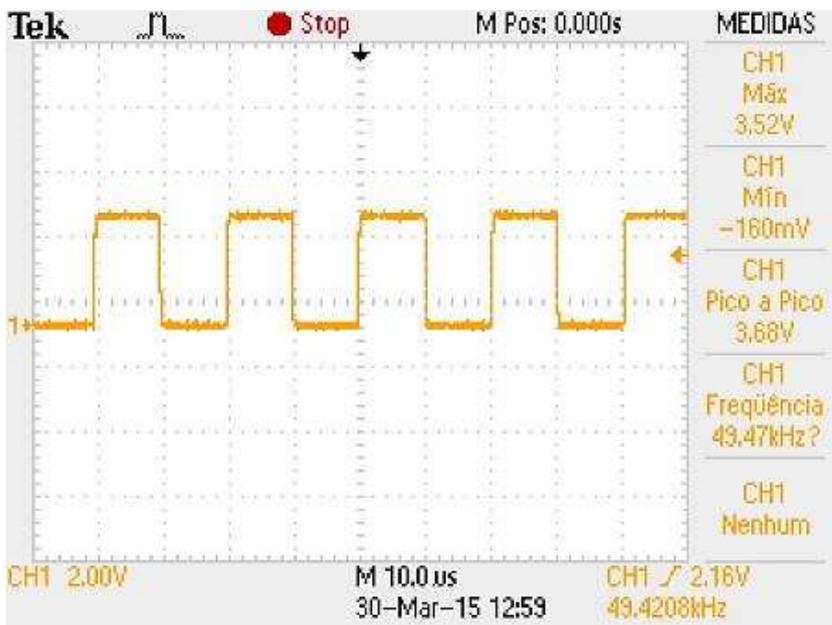


Figura 39 - Forma de onda que representa os dados na avaliação prática do sistema de modulação de dados da unidade sensora.
Fonte: Autoria própria.

A Figura 40 mostra a forma de onda obtida na bobina da unidade sensora com a modulação de dados. A Figura 41 e a Figura 42 mostram as tensões nas

bobinas de transmissor e de driver, respectivamente, com a transferência de dados. A forma de onda que servirá de entrada para o circuito demodulador de dados está ilustrada na Figura 43, que demonstra a tensão sobre o resistor R_{LSK} representado na a Figura 27.

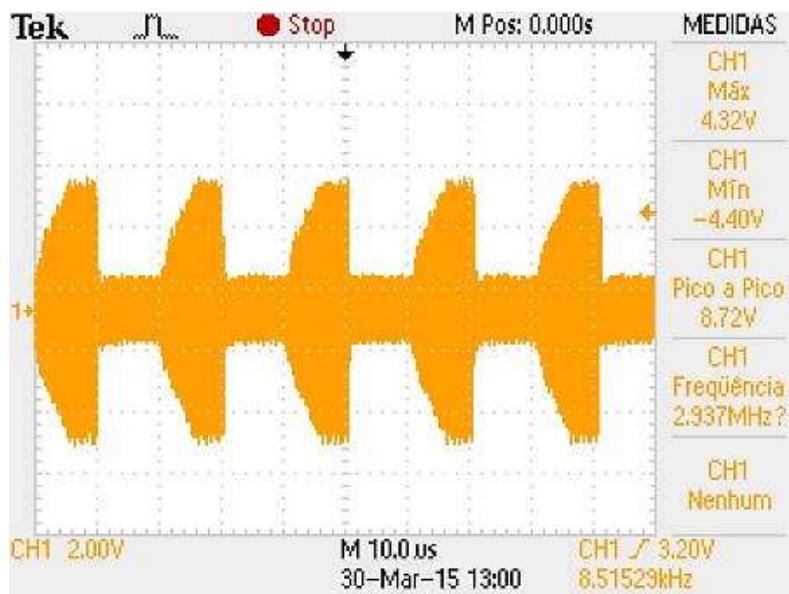


Figura 40 - Forma de onda resultante na bobina da unidade sensora com a modulação na avaliação prática do circuito modulador de dados.

Fonte: Autoria própria.

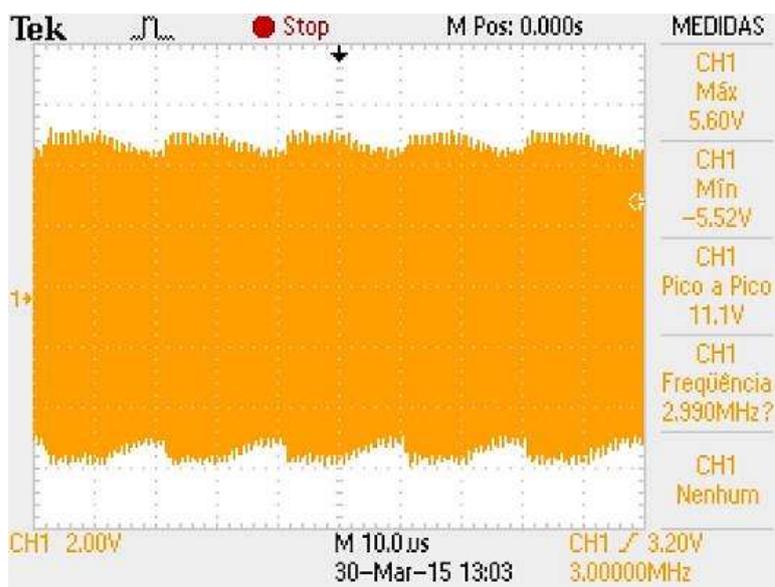


Figura 41 - Forma de onda da tensão induzida na bobina de transmissor na avaliação prática do circuito modulador de dados.

Fonte: Autoria própria.

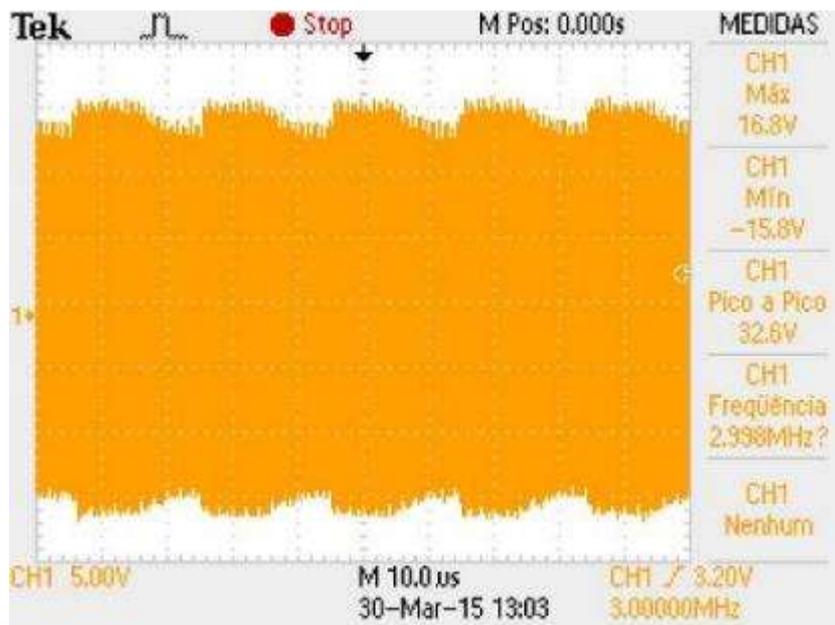


Figura 42 - Forma de onda na bobina de driver resultante da modulação de dados na avaliação prática do circuito modulador de dados.

Fonte: Autoria própria.

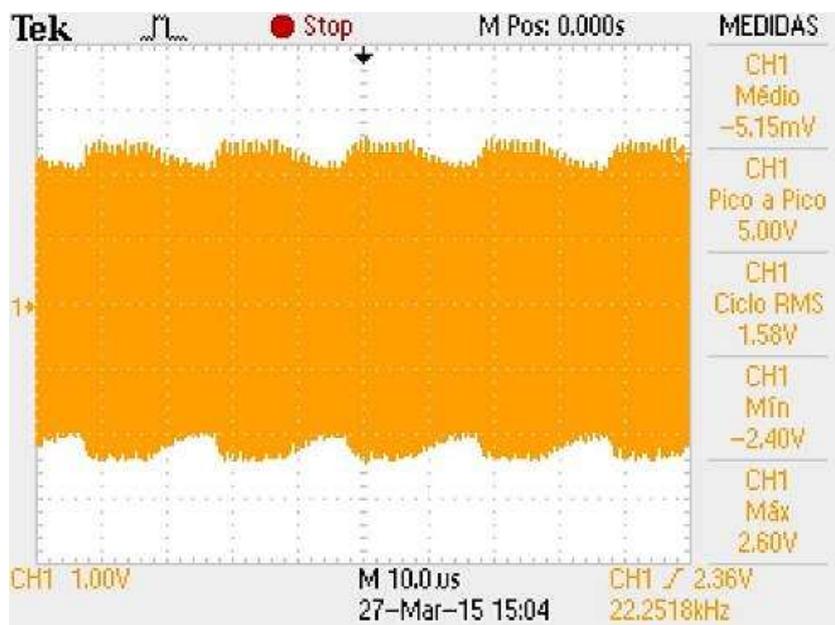
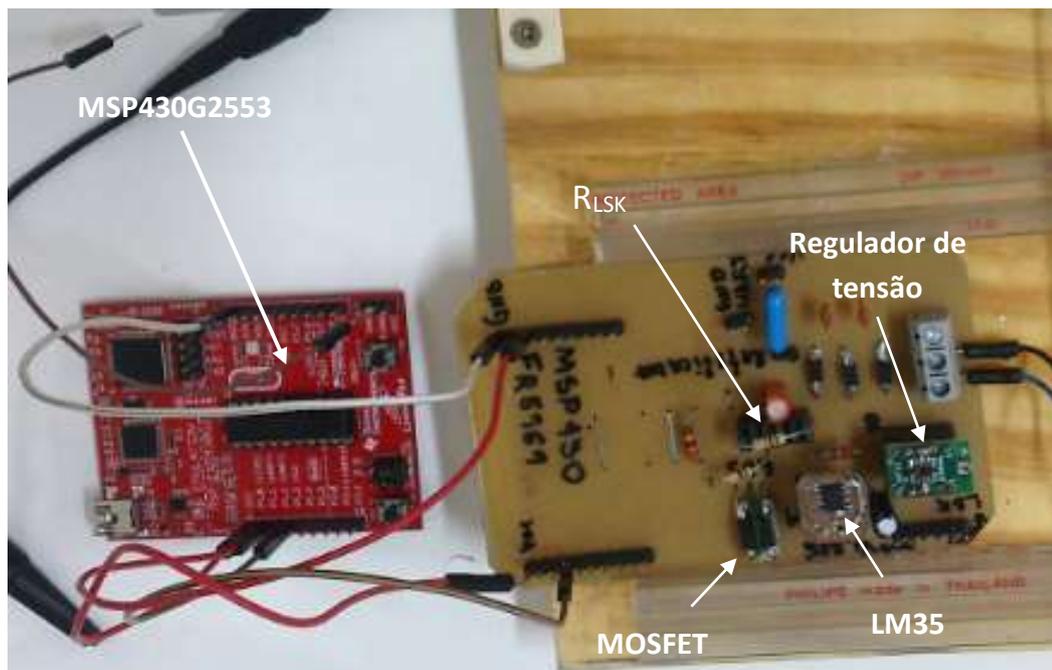


Figura 43 - Forma de onda da tensão sobre o resistor R_{DEM} na avaliação prática do circuito modulador de dados.

Fonte: Autoria própria.

A Figura 44 mostra a imagem do circuito utilizado na unidade sensora do sistema, onde estão indicados alguns componentes do circuito.



**Figura 44 - Imagem do circuito utilizado na unidade sensora do sistema.
Fonte: Autoria própria.**

4.3.2 Circuito Demodulador de Dados

Para a simulação do funcionamento do circuito demodulador de dados apenas, utilizou-se o sinal de entrada mostrado na Figura 45 em (a), simulando o sinal de modulação LSK. Na Figura 45 (b) tem-se a saída do circuito comparador 1, onde o sinal da entrada já retificado é comparado com um nível CC. Na Figura 46 (a) tem-se a saída do estágio de filtragem do circuito demodulador e na Figura 46 (b) observa-se a saída do circuito, ou seja, os dados demodulados. A Figura 47 faz a comparação da entrada com a saída do circuito demodulador de dados.

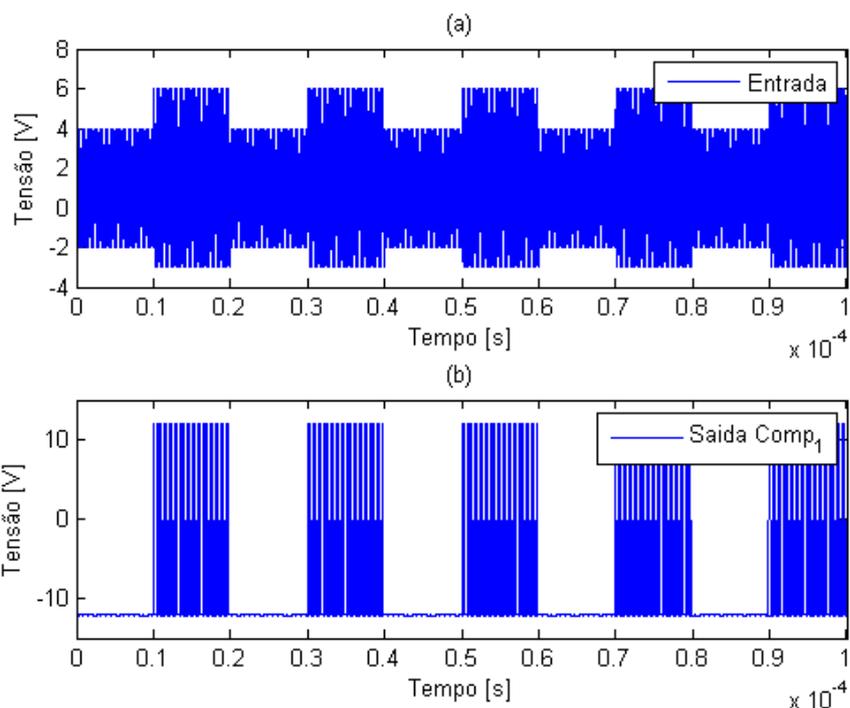


Figura 45 – Simulação do circuito demodulador. (a) Entrada utilizada para simulação do circuito demodulador de dados (b) Saída do circuito comparador 1.

Fonte: Autoria própria.

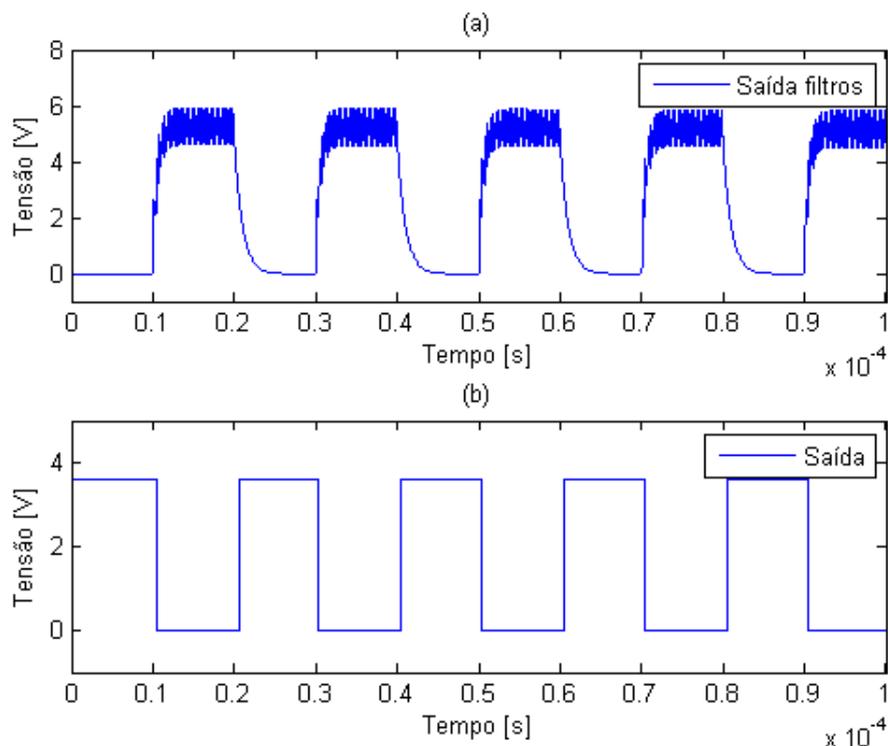


Figura 46 – Simulação do circuito demodulador. (a) Saída obtida após o estágio de filtragem, (b) Saída do circuito (dados).

Fonte: Autoria própria.

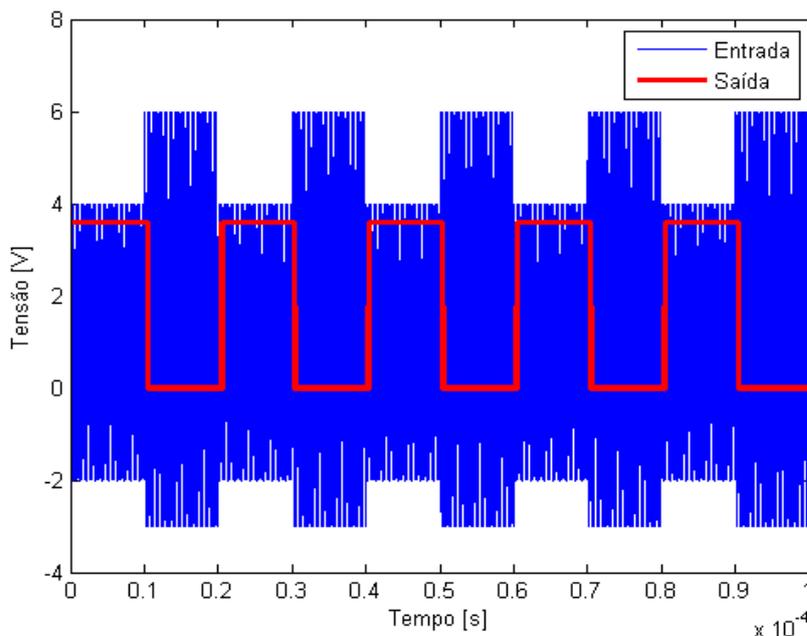


Figura 47 - Comparação da entrada com a saída na simulação do circuito demodulador.

Fonte: Autoria própria

Para a avaliação do circuito quanto a imunidade aos ruídos, somou-se um sinal de ruído de alta frequência (5MHz) e outro com uma frequência de 100kHz, ambos com amplitudes de 40mV, com a entrada do circuito, resultando no sinal da Figura 48 (a) Na Figura 48 (b), tem-se a saída do circuito comparador 1.

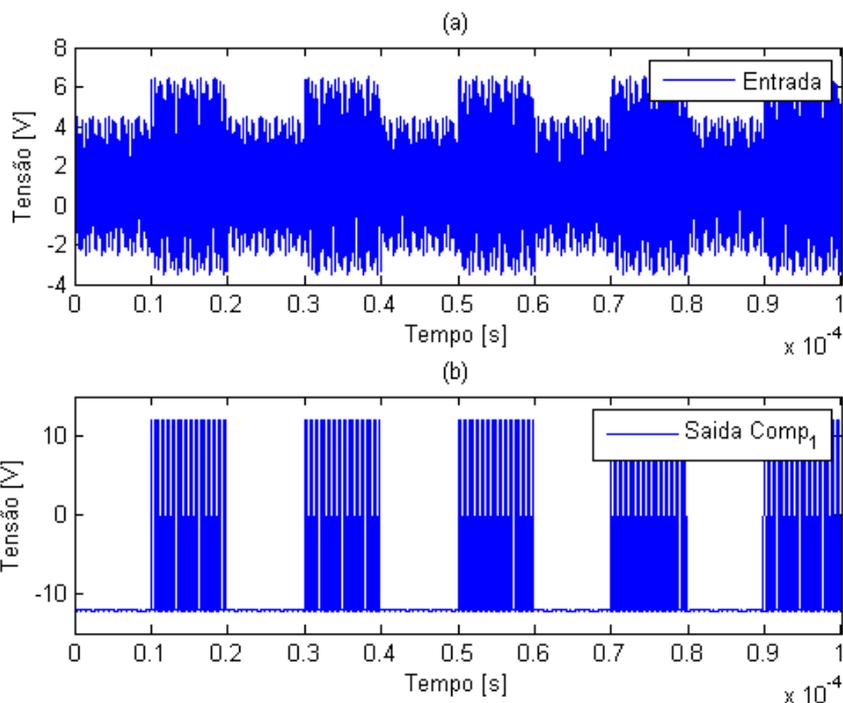


Figura 48 - Simulação do circuito demodulador com ruído. (a) Sinal LSK com ruídos, (b) Saída do comparador 1.

Fonte: Autoria própria.

A Figura 49 (a) ilustra a entrada do circuito comparador 2 e a Figura 49 (b) mostra a saída de dados do circuito demodulador. A Figura 50 apresenta a comparação do sinal de entrada e de saída do circuito demodulador de dados.

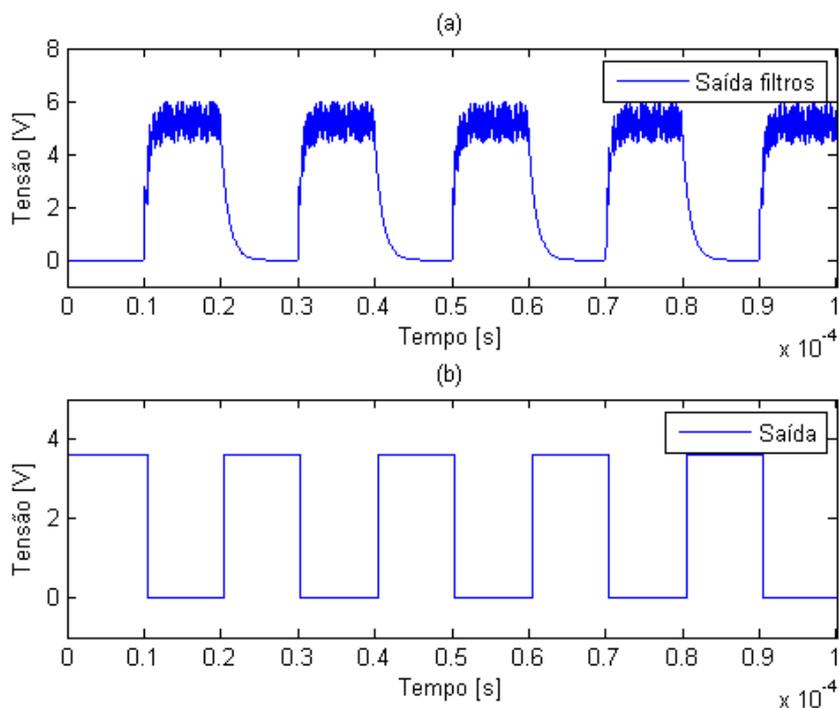


Figura 49 - Simulação do circuito demodulador com ruído. (a) Entrada do comparador 2, (b) Saída de dados.

Fonte: Autoria própria.

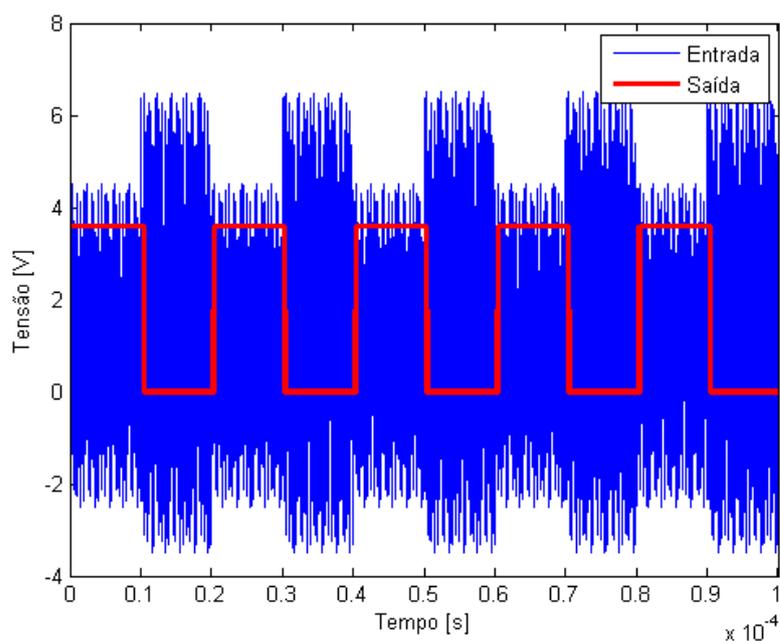


Figura 50 - Comparação da entrada com a saída na simulação do circuito demodulador com ruídos na entrada.

Fonte: Autoria própria.

Na avaliação prática do circuito demodulador de dados, utilizou-se um gerador de funções para gerar a forma de onda de entrada do circuito demodulador de dados. Devido às limitações do gerador utilizado, a frequência do sinal modulante utilizado foi de 20kHz. A Figura 51 mostra a forma de onda de entrada (saída do gerador de funções). Neste teste foi utilizado o índice de modulação de 20%, semelhante ao valor prático do sistema.

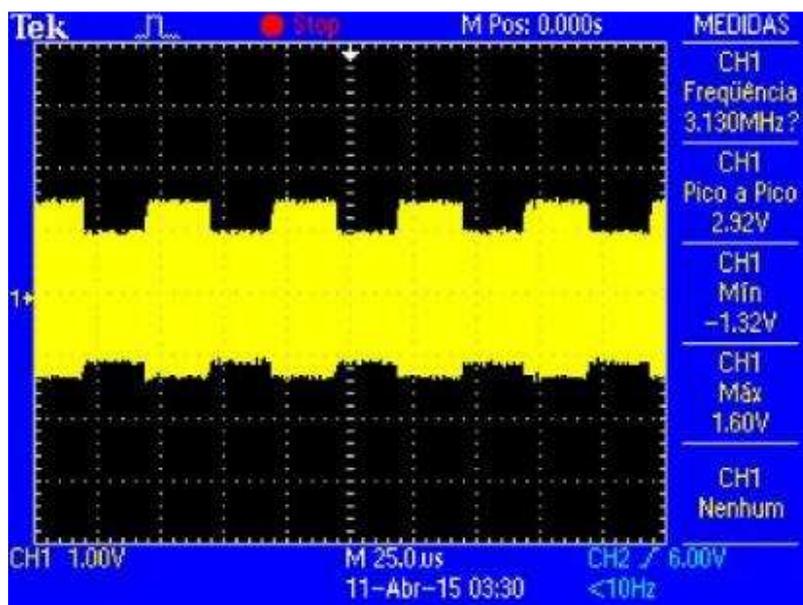


Figura 51 - Forma de onda de entrada do circuito demodulador de dados na avaliação prática do circuito demodulador de dados.

Fonte: Autoria própria.

A Figura 52 mostra a saída do comparador 1 do circuito demodulador de dados na avaliação prática. A Figura 53 apresenta a forma de onda obtida na saída do estágio de filtragem do circuito demodulador de dados, ou seja, a forma de onda de entrada do comparador 2.

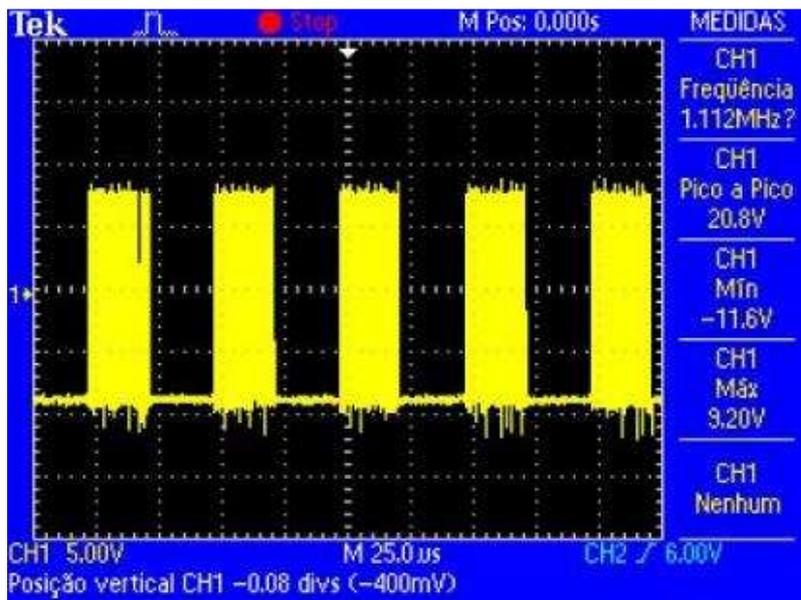


Figura 52 - Forma de onda de saída do comparador 1 do circuito demodulador de dados na avaliação prática do circuito demodulador de dados.

Fonte: Autoria própria.

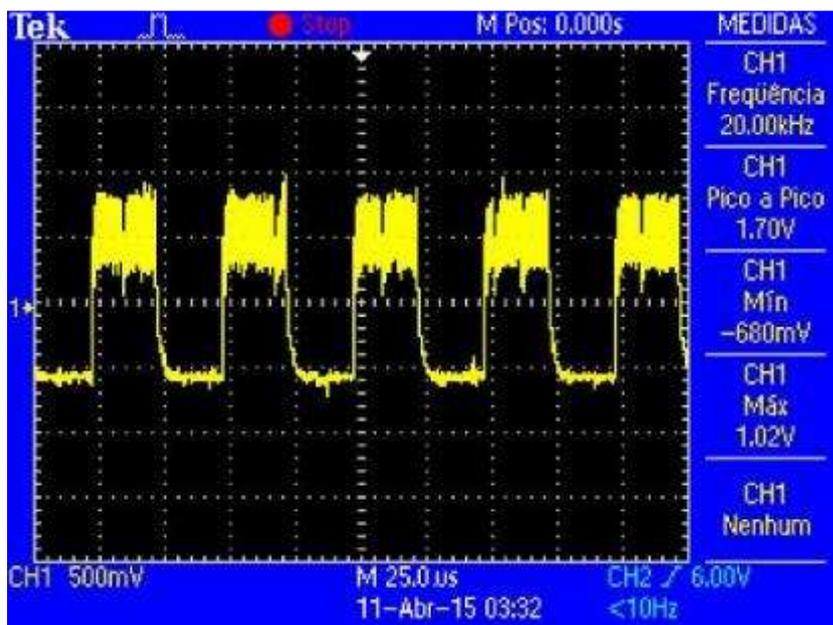


Figura 53 - Forma de onda de entrada do comparador 2 do circuito demodulador de dados na avaliação prática do circuito demodulador de dados.

Fonte: Autoria própria.

A saída do comparador 2 do demodulador de dados é ilustrada na Figura 54, enquanto que a saída do circuito demodulador de dados é mostrada na Figura 55.

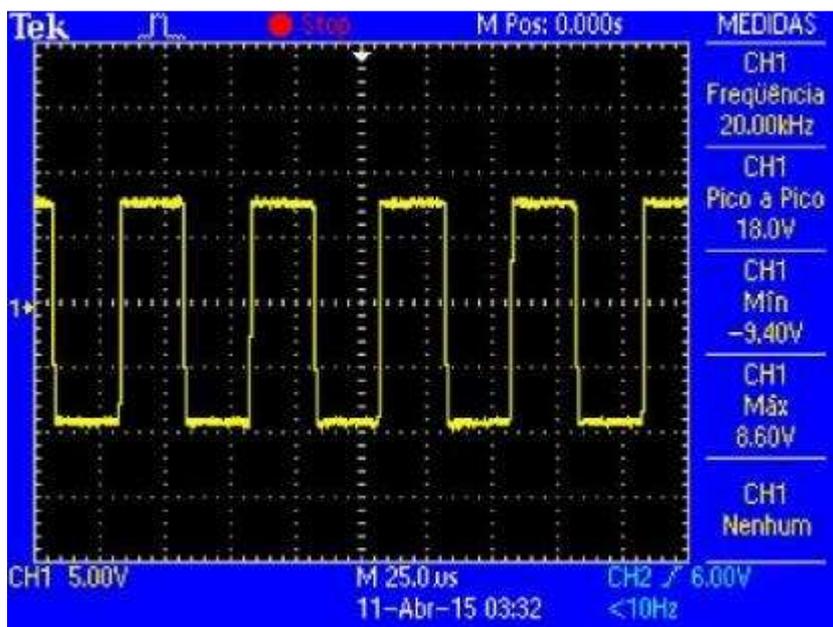


Figura 54 - Forma de onda de saída do comparador 2 do circuito demodulador de dados na avaliação prática do circuito demodulador de dados.

Fonte: Autoria própria.

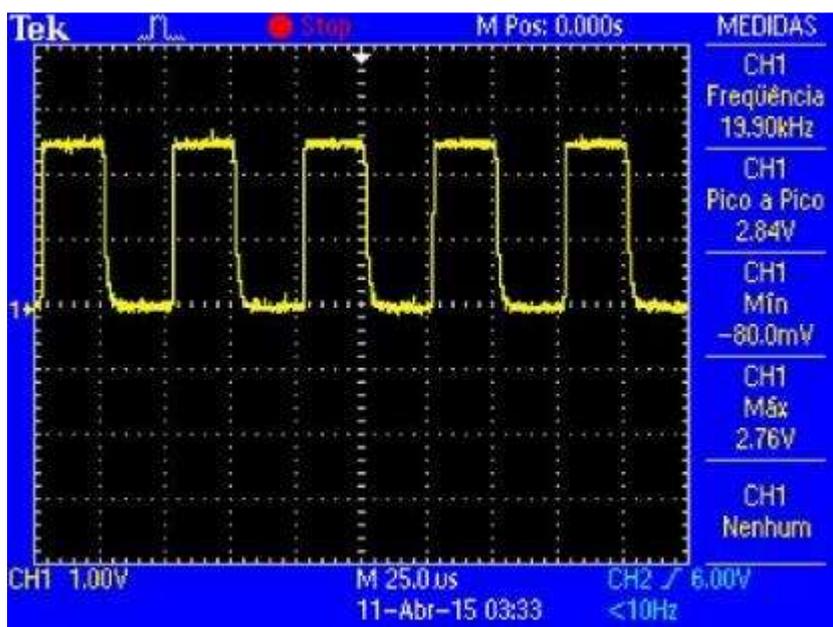


Figura 55 - Forma de onda de saída do circuito demodulador de dados na avaliação prática do circuito demodulador de dados.

Fonte: Autoria própria.

A Figura 56 apresenta a comparação da entrada e saída do circuito demodulador de dados, verificando claramente a demodulação dos dados representados pela forma de onda em amarelo. A Figura 57 traz uma imagem do circuito demodulador de dados desenvolvido.

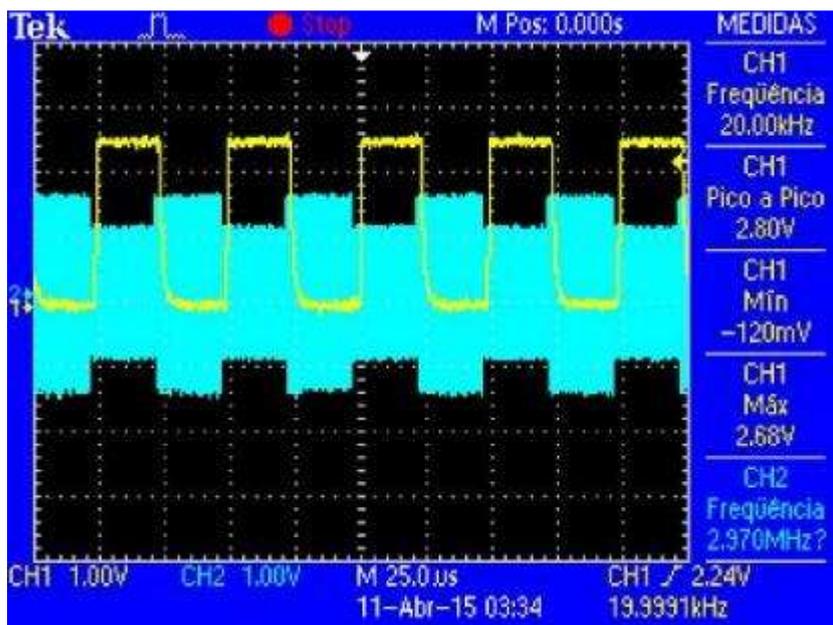


Figura 56 - Comparação das formas de onda de entrada e saída do circuito demodulador de dados na avaliação prática do circuito demodulador de dados.

Fonte: Autoria própria.

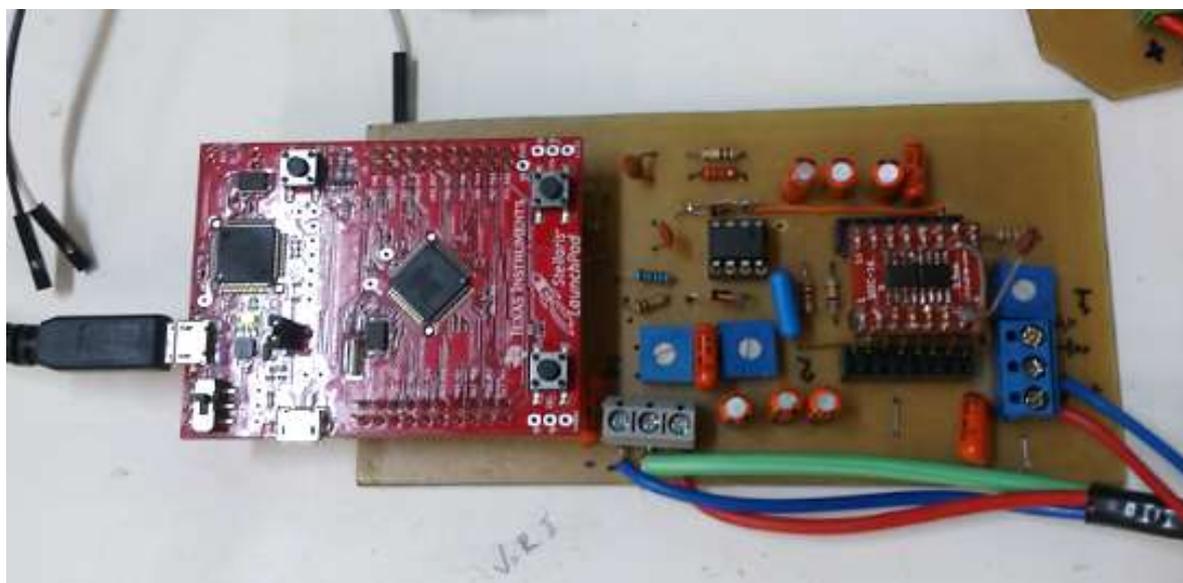


Figura 57 - Imagem do circuito demodulador desenvolvido e utilizado no trabalho.

Fonte: Autoria própria.

4.4 SISTEMA MICROCONTROLADO DA UNIDADE SENSORA

Foram desenvolvidos os códigos a serem utilizados nos microcontroladores da unidade sensora e na unidade de leitura para realizar a comunicação de dados

como também a aquisição de informações providas dos sensores. No microcontrolador da unidade sensora o código desenvolvido conta com um protocolo de envio de dados, assim como rotinas para a realização da leitura do sensor utilizado com uma determinada quantidade de leituras por segundo. Para o envio dos dados da unidade sensora para a unidade de leitura desenvolveu-se um protocolo de envio de dados, onde é enviado um pacote de dados, conforme ilustrado no Quadro 7.

Na unidade de leitura utilizou-se uma máquina de estados para extrair os dados do pacote, realizando a checagem se houve ou não erros na recepção, levando em conta o número de dados recebidos e, também, com o cálculo do *checksum* e a comparação do *checksum* recebido no pacote.

Quadro 7 - Formato do pacote de dados a serem enviados pela unidade sensora.

Pacote de dados
<i>Bits</i> de início de transmissão do pacote
Número de dados a serem enviados
Dados
<i>Checksum</i>
<i>Bits</i> de fim de transmissão do pacote

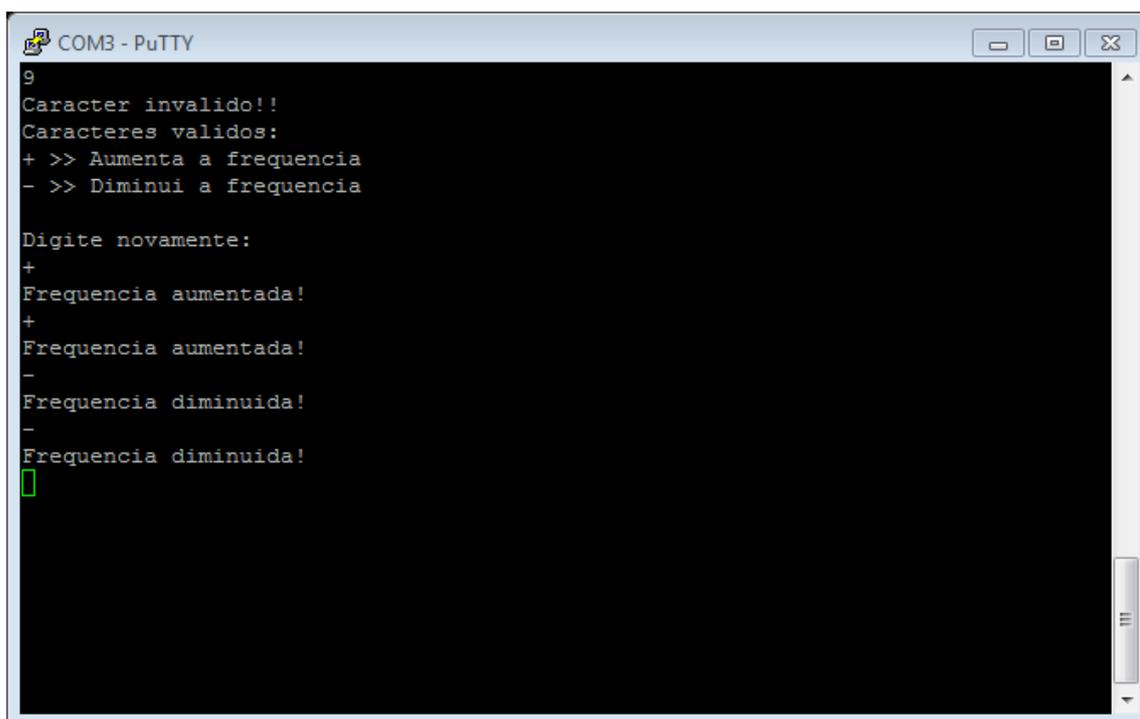
Fonte: Autoria própria.

Para os testes realizados na unidade sensora foi utilizado um microcontrolador MSP430G2553 devido a facilidade na utilização do mesmo. O microcontrolador foi utilizado para realizar a leitura de um sensor de temperatura LM35 e transmitir os dados através da comunicação serial UART, e também para gerar um sinal PWM para simular a modulação de dados. O sinal PWM gerado pelo microcontrolador é mostrada na Figura 39. O código utilizado no microcontrolador MSP430G2553 da unidade sensora para a realização dos testes está apresentado no Apêndice A.

4.5 SISTEMA MICROCONTROLADO DA UNIDADE DE LEITURA

Na unidade de leitura dois microcontroladores foram utilizados, sendo um microcontrolador MSP430G2553 no circuito de driver de alimentação e um microcontrolador MSP430F5529 para a demodulação e transmissão de dados.

No circuito de driver, o MSP430G2553 controla o gerador de sinais AD9850, se comunicando com o computador através de uma porta serial UART, visando aumentar e diminuir a frequência do sinal gerado pelo AD9850, de acordo com o caractere enviado. A Figura 58 mostra a interface utilizada para a comunicação entre o computador e o microcontrolador. O software terminal utilizado no computador foi o Putty.



```
COM3 - PuTTY
9
Caracter invalido!!
Caracteres validos:
+ >> Aumenta a frequencia
- >> Diminui a frequencia

Digite novamente:
+
Frequencia aumentada!
+
Frequencia aumentada!
-
Frequencia diminuida!
-
Frequencia diminuida!
```

**Figura 58 - Terminal UART utilizado na comunicação entre o MSP430G2553 e o computador para o ajuste de frequência do sinal gerado pelo AD9850 (software Putty).
Fonte: Autoria própria.**

Para os testes na avaliação prática de todo o sistema, utilizou-se um microcontrolador Stellaris LM4F121H5QR devido a problemas encontrados com o kit launchPad MSP430F5529. Para receber os dados e enviar os mesmos através de uma porta serial para o computador. Para isso utilizou-se o sistema operacional livre FreeRTOS, já utilizado e desenvolvido algo semelhante em outras disciplinas. Para a

identificação do início do pacote de dados e identificação das informações e o termino do pacote, como também realizar o envio das informações para o terminal utilizou-se o código (Apresentou-se somente a tarefa utilizada para a recepção e envio dos dados devido a extensão do restante do código) apresentado no Apêndice B.

4.6 CIRCUITO DE DRIVER DE ALIMENTAÇÃO DO ENLACE INDUTIVO

O circuito de driver de alimentação do sistema foi testado através de uma forma de onda senoidal representando o sinal gerado pelo AD9850. Em seguida o sinal tem amplificação de tensão e corrente. O gráfico da Figura 59 (a) ilustra a saída do gerador AD9850 e em (b) está representada a saída do filtro passa altas utilizado, verifica-se que o nível DC contido na saída do AD9850 é atenuado pelo filtro passa altas utilizado.

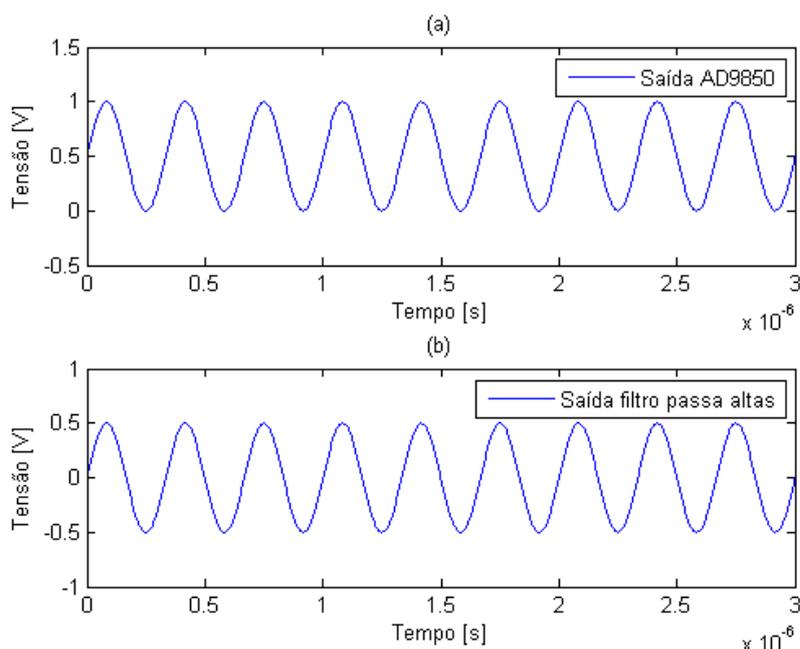


Figura 59 - (a) Simulação da saída do AD9850 e (b) saída do filtro passa altas do circuito de driver.
Fonte: Autoria própria.

Após o circuito de amplificação obtém-se o resultado mostrado na Figura 60 (a). Para a simulação do circuito de driver, o ganho de tensão do amplificador utilizado foi de $A_v = 16,5$. Na Figura 60 (b) representa a comparação do sinal de saída do AD9850 com a saída do circuito de driver com ganho de tensão $A_v = 16,5$.

Na avaliação prática do driver de alimentação, obteve-se a forma de onda da Figura 61, onde a forma de onda em azul representa a saída do AD9850 e a forma

de onda em amarelo representa a saída do driver de alimentação, utilizando um ganho de tensão $A_v = 16.5$. As demais formas de onda resultantes da avaliação prática do circuito de driver estão apresentados no Apêndice C.

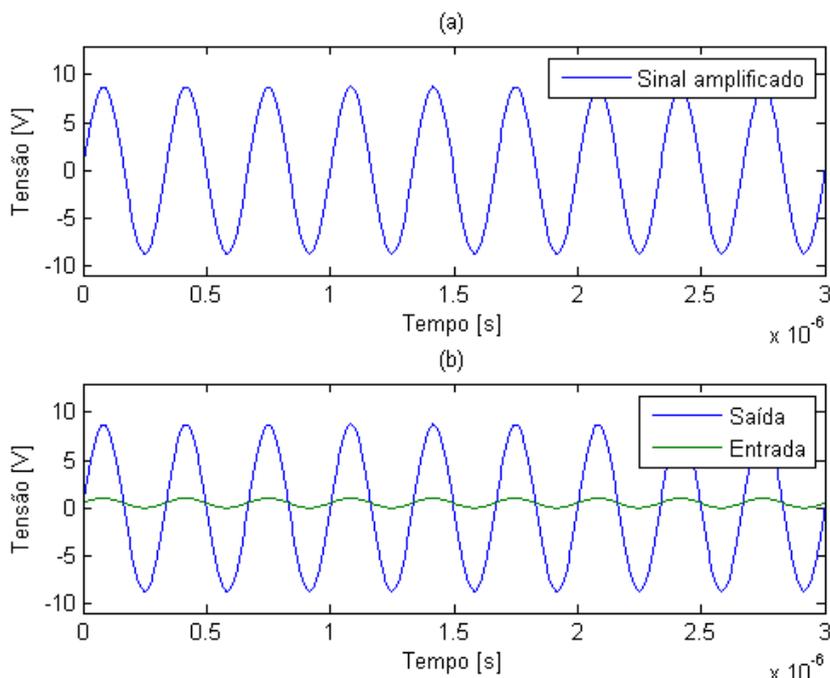


Figura 60 – Simulação do driver de alimentação. (a) Sinal após o estágio de amplificação de sinal com ganho de tensão $A_v = 16.5$ e (b) entrada e sinal resultante na saída do circuito de driver.

Fonte: Autoria própria.

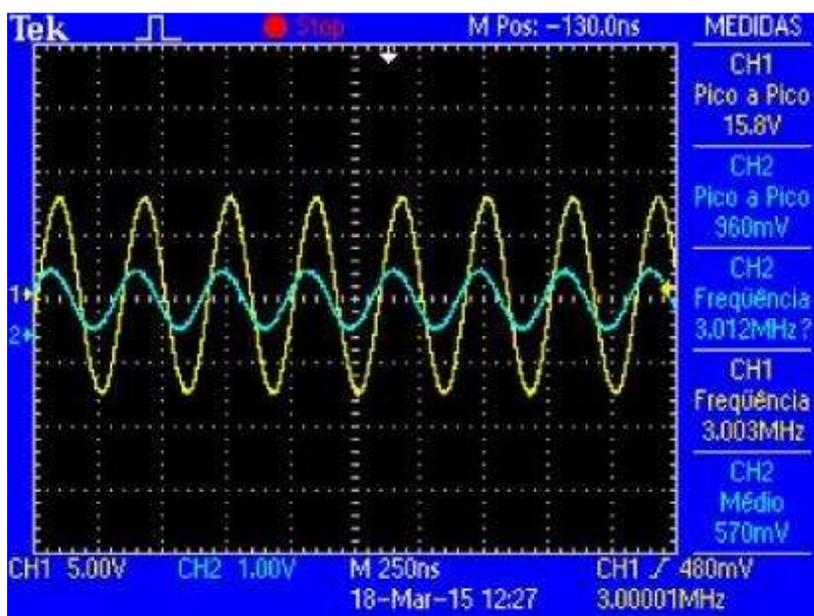


Figura 61 - Comparação da saída do AD9850 com a saída do circuito de driver na avaliação prática do driver de alimentação do enlace.

Fonte: Autoria própria.

Verifica-se uma defasagem entre a saída do AD9850 e a saída do circuito de driver. Isto se deve ao filtro utilizado, que insere deslocamento positivo por ser um filtro passa alta. Porém verifica-se que a forma de onda foi amplificada de com o ganho esperado. A Figura 62 traz a imagem do protótipo do circuito de driver de alimentação.

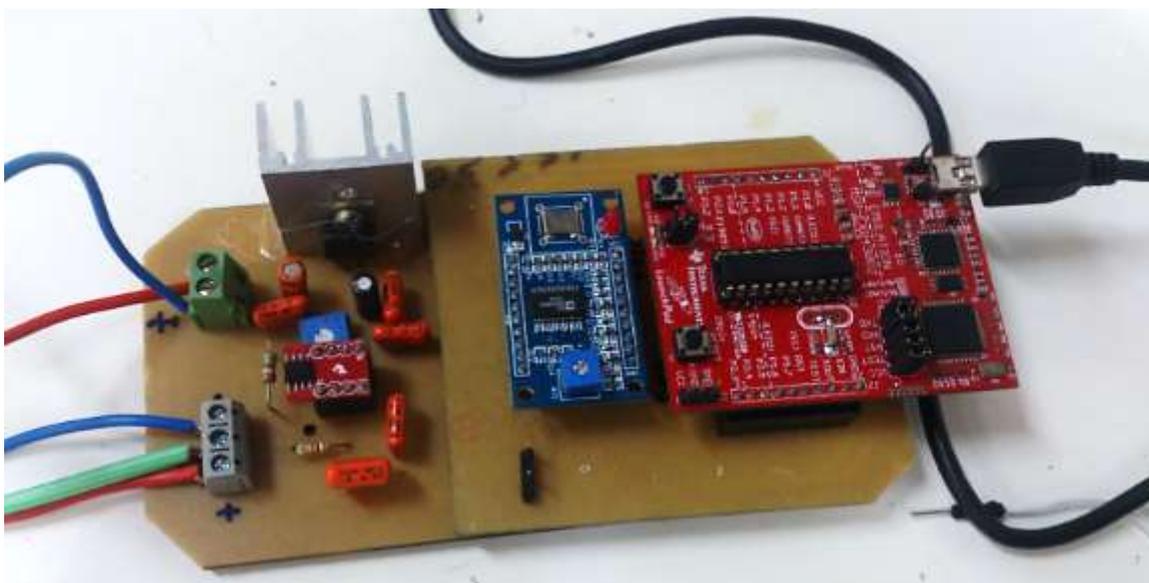


Figura 62 – Imagem do protótipo do circuito de driver utilizado na alimentação do enlace.
Fonte: Autoria própria.

4.7 AVALIAÇÃO GERAL DO SISTEMA DE BIOTELEMETRIA

Na avaliação geral do sistema de biotelemetria verificou-se o desempenho do sistema como um todo, realizando-se a transferência de energia e a transferência de dados de uma unidade para a outra. Os resultados da parte da transferência de energia da unidade de leitura pra unidade sensora estão apresentados na seção 4.1 e 4.2, enquanto que os resultados da transferência de dados estão apresentados abaixo.

Nos testes de desempenho do sistema utilizou-se na unidade sensora um kit launchPad MSP430G2 com um microcontrolador MSP430g2553 para substituir o kit proposto primeiramente (MSP430FR5969) devido a facilidade de utilização do MSP430g2553 e por segurança, conforme comentado anteriormente. Em testes futuros utilizar-se-á o MSP430FR5969. Na unidade de leitura empregou-se um kit

LaunchPad Stellaris® LM4F120, com um microcontrolador Stellaris LM4F121H5QR, a fim de realizar a recepção dos dados e transmissão dos mesmos para o computador. Devido a problemas encontrados com o kit de desenvolvimento MSP430F5x, o qual apresentou problemas na comunicação serial com o computador, onde os dados enviados pela UART não eram reconhecidos pelo circuito de emulação e, conseqüentemente, não eram apresentados no terminal do computador, impossibilitando a comunicação com o computador e a utilização do kit no projeto. Além disso, a falta de tempo para analisar e sanar o problema contribuiu significativamente para o uso do kit LaunchPad Stellaris® LM4F120.

Para avaliar a transferência de dados, a forma de onda que representa os dados é ilustrada na Figura 63, cujo sinal é gerado por uma saída PWM do microcontrolador utilizado para os testes. É importante notar que o sinal PWM foi utilizado para que a modulação e demodulação fique mais visual e facilite a interpretação do funcionamento do sistema, porém na prática os dados serão gerados por uma saída serial UART do microcontrolador da unidade sensora. Como resultado da modulação de dados na bobina da unidade sensora obteve-se a forma de onda da Figura 64.

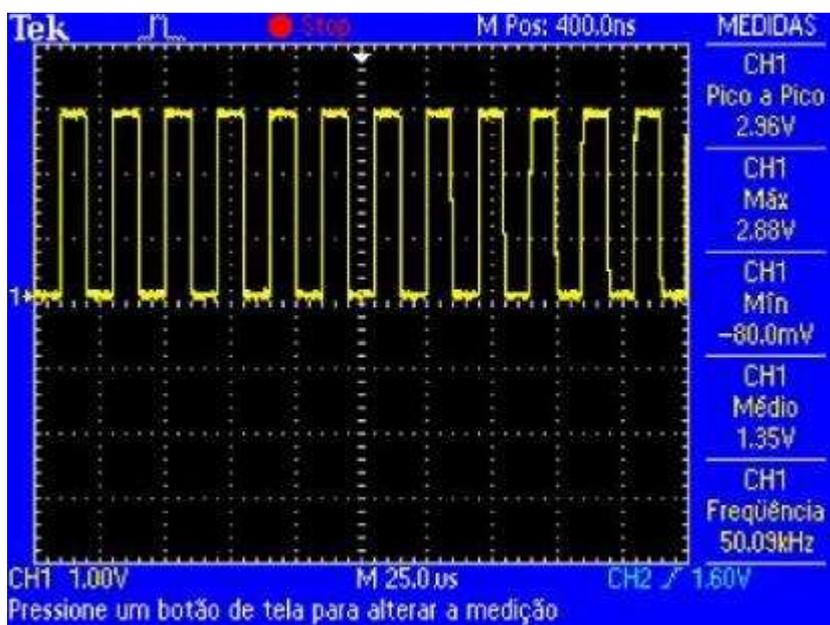


Figura 63 - Forma de onda de dados na saída do microcontrolador da unidade sensora.

Fonte: A autoria própria.

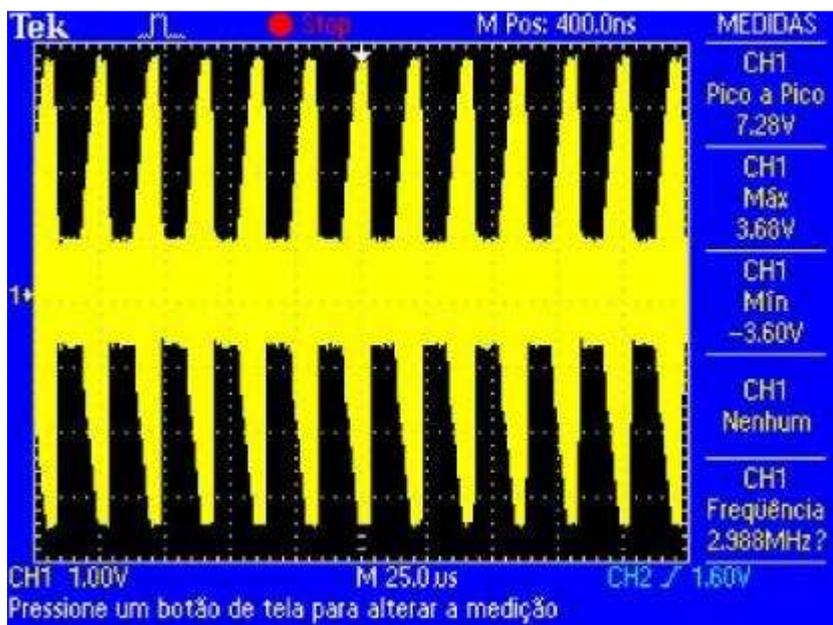


Figura 64 - Forma de onda obtida na bobina da unidade sensora com a modulação de dados na avaliação prática do sistema.
Fonte: Autoria própria.

Na bobina de driver a forma de onda resultante da modulação de dados é ilustrada na Figura 65. A Figura 66 mostra a forma de onda proveniente da modulação de dados sobre o resistor R_{LSK} utilizado como referência de tensão para o circuito demodulador de dados da unidade de leitura.

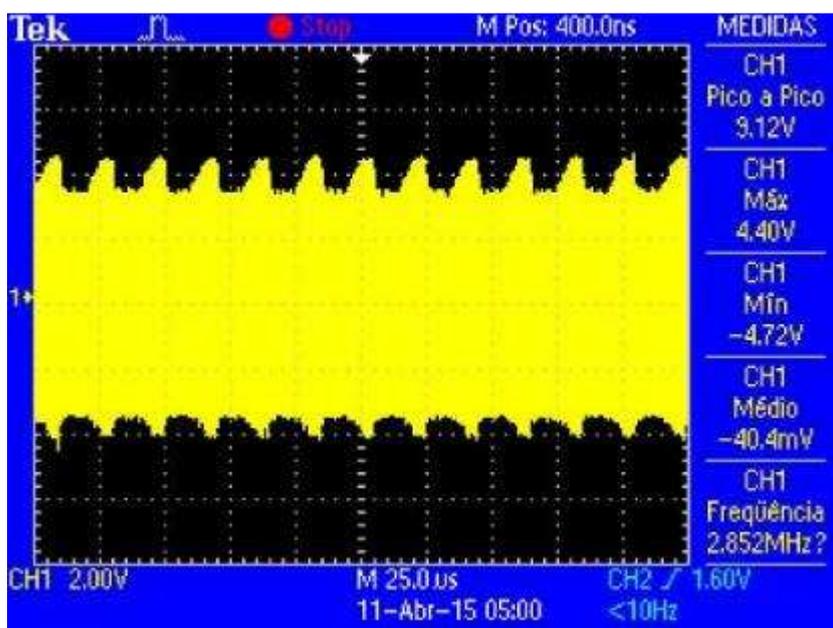


Figura 65 - Forma de onda obtida na bobina de driver com a modulação de dados na avaliação prática do sistema.
Fonte: Autoria própria.

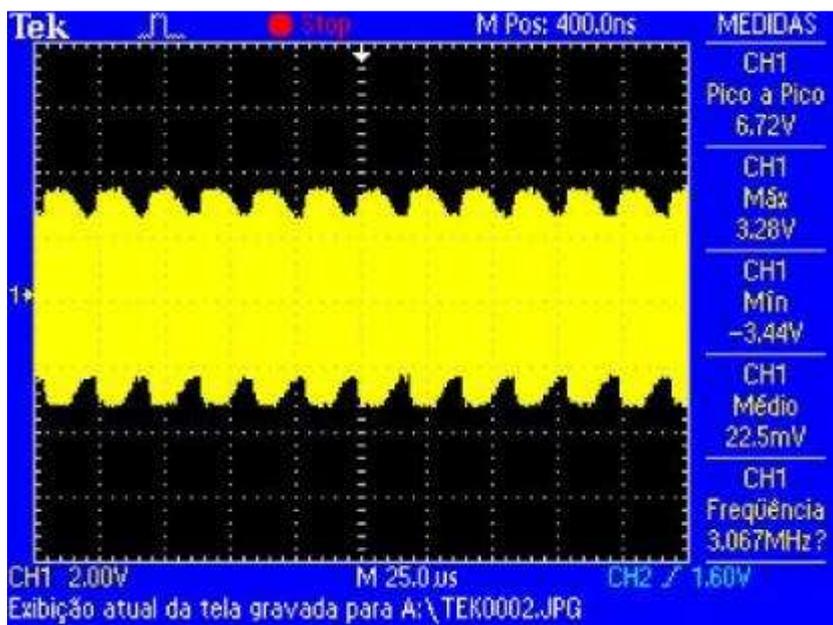


Figura 66 - Forma de onda obtida sobre o resistor R_{LSK} com a modulação de dados na avaliação prática do sistema.
Fonte: autoria própria.

A Figura 67 mostra a saída do comparador 1 do circuito demodulador de dados, tendo como entrada do mesmo a forma de onda da Figura 66.

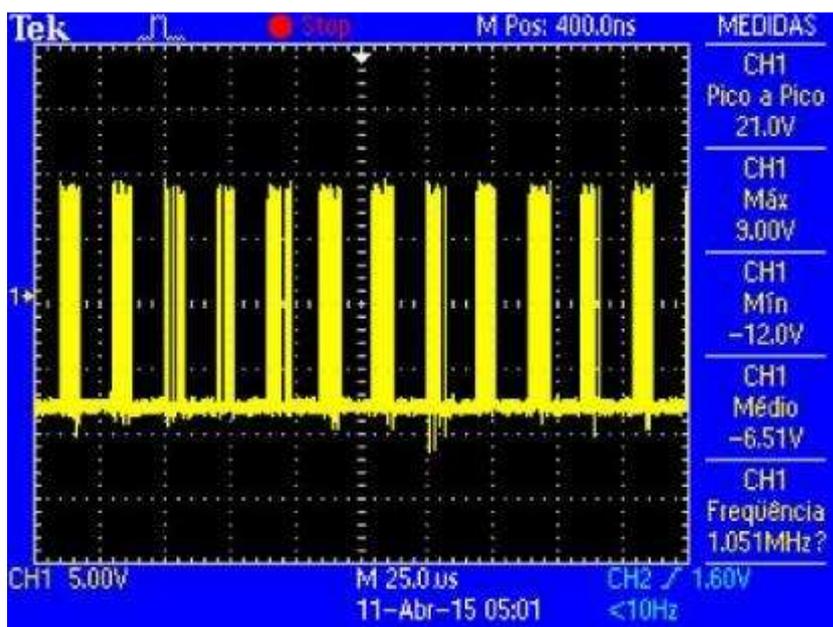


Figura 67 - Forma de onda de saída do comparador 1 do circuito demodulador de dados na avaliação prática do sistema.
Fonte: autoria própria.

Após o estágio de filtragem do circuito demodulador de dados, a forma de onda obtida é mostrada na Figura 68. Como saída do comparador 2 tem-se a forma de onda da Figura 69.

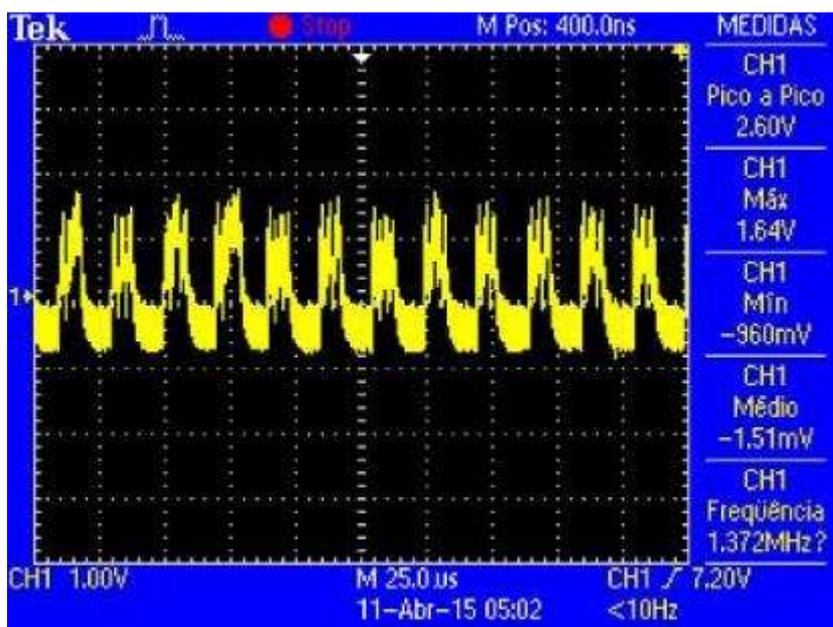


Figura 68 - Forma de onda de entrada do comparador 2 do circuito demodulador de dados na avaliação prática do sistema.
Fonte: autoria própria.

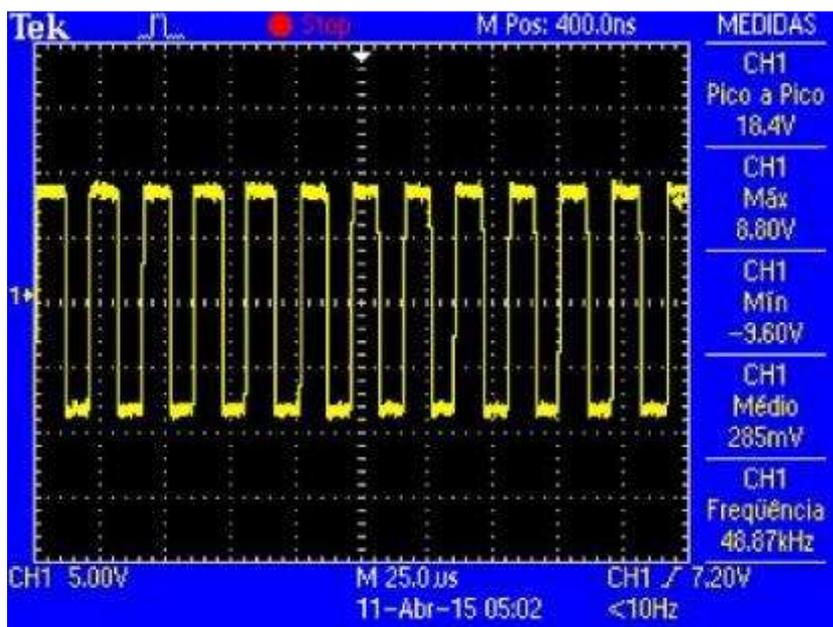


Figura 69 - Forma de onda de saída do comparador 2 do circuito demodulador de dados na avaliação do sistema.
Fonte: autoria própria.

Como saída de dados do circuito demodulador obteve-se a forma de onda da Figura 70. Observa-se que as formas de ondas de dados de saída do microcontrolador da unidade sensora (Figura 63) e a saída do circuito demodulador de dados da Figura 70 são semelhantes, possibilitando a comunicação de dados entre as unidades.

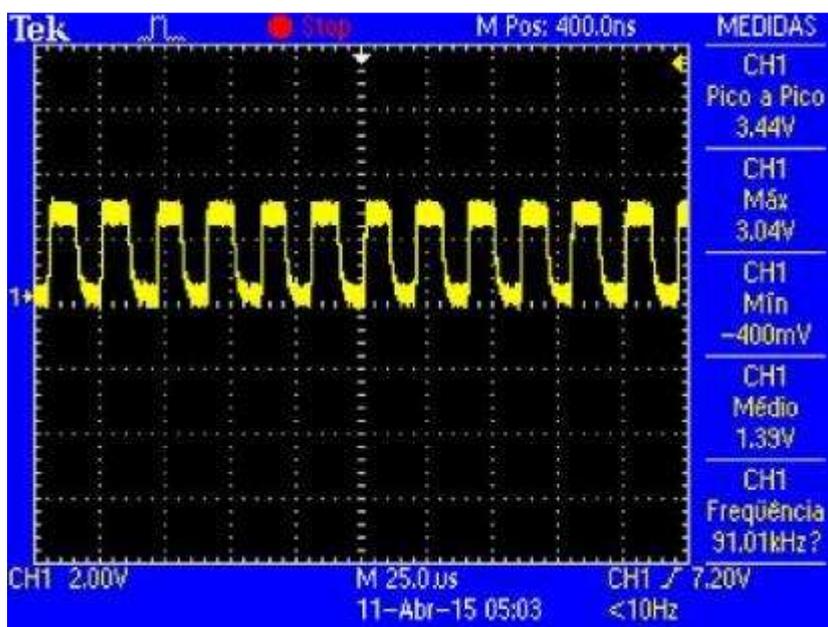


Figura 70 - Forma de onda obtida na saída do circuito demodulador de dados na avaliação prática do sistema.

Fonte: autoria própria.

Foram realizados também testes para analisar a transferência de dados de uma unidade para outra. Primeiramente, foram enviados alguns Bytes de valor conhecido. Neste teste foi utilizado o caractere “A”, onde o mesmo é enviado de forma repetida pela unidade sensora em uma frequência de 500Hz, com uma taxa de transferência de dados da UART de 9600 bits/s, considerando que a distância entre as bobinas de driver e da unidade sensora utilizada foi de, aproximadamente, 8mm. O resultado da recepção dos Bytes pela unidade de leitura é enviado para um computador utilizando a interface UART e é apresentado em um terminal, como mostra a Figura 71. Para avaliar a porcentagem de erro de bit, enviou-se uma sequência de bytes, com valor de 1 até 99. Como resultado obteve-se uma porcentagem de em média 95% dos bytes enviados e recebidos com êxito, resultando assim em uma taxa de erro média de 5%.

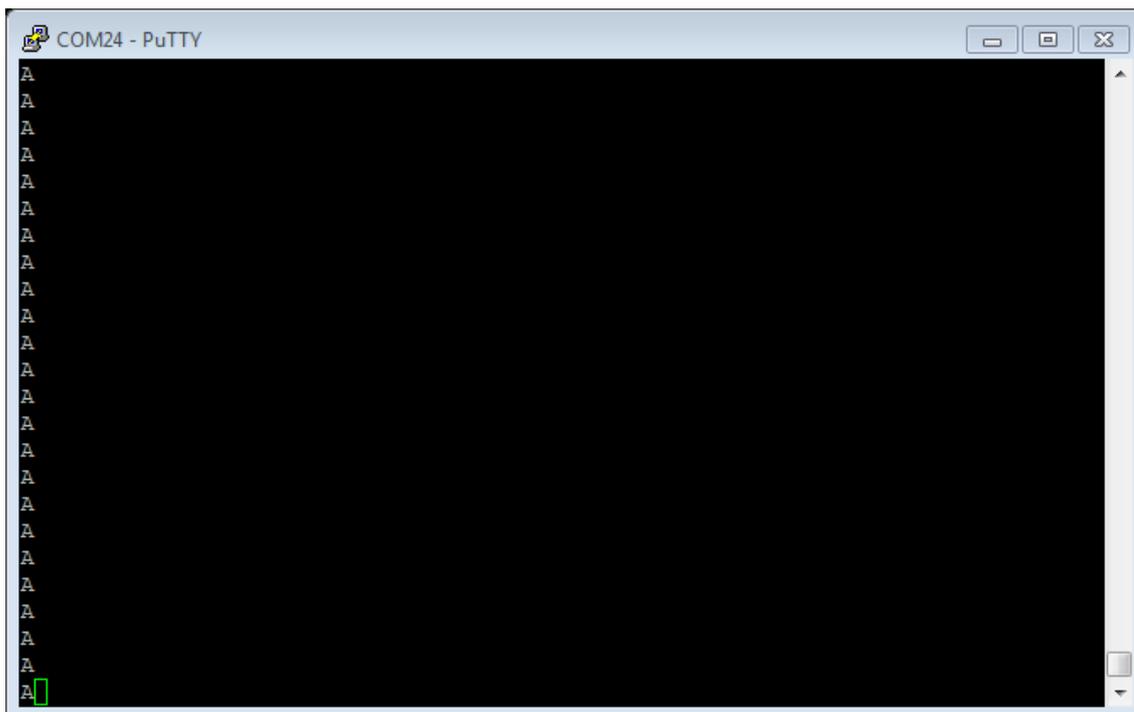


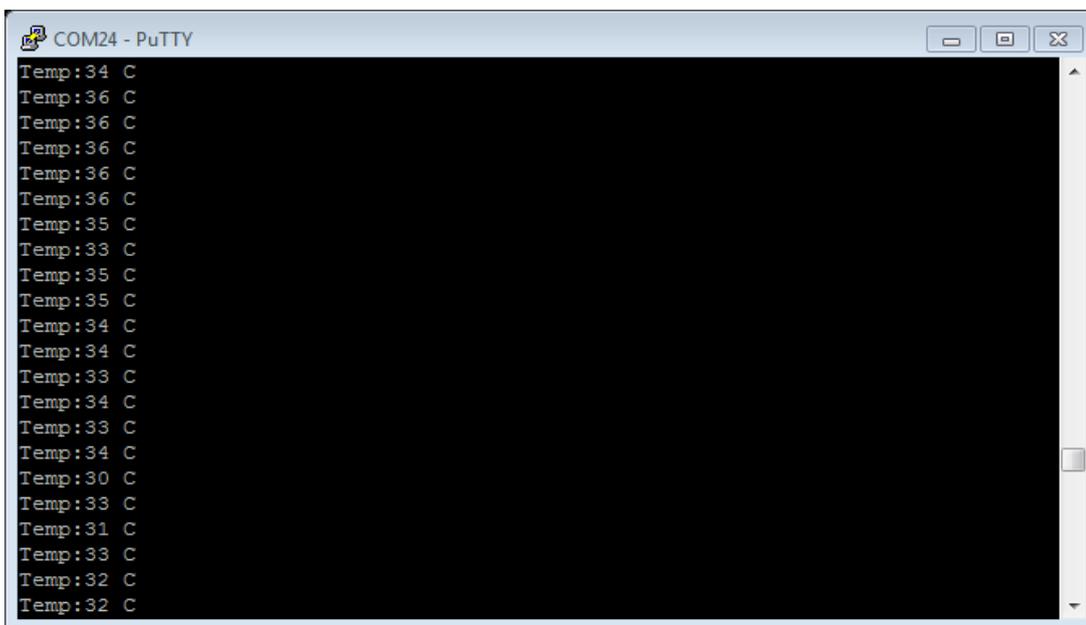
Figura 71 - Imagem dos Bytes recebidos pela unidade de leitura e apresentados na tela do computador.

Fonte: Autoria própria.

Após o envio de caracteres conhecidos, foram enviadas as informações provenientes da leitura de um sensor de temperatura LM35. Para o envio das informações, as mesmas foram embutidas em um pacote de dados formado por um byte de início, para indicar o início da transmissão, após isso o resultado da leitura do sensor (em formato de string, para isso utilizou-se a função “printf”) e por fim um byte indicando o fim da transmissão do pacote. Na unidade de leitura do sistema, o pacote de dados é decodificado para a identificação da informação recebida. Por fim, a informação recebida é enviada para um computador utilizando comunicação serial do tipo UART e são apresentadas em um terminal em conjunto com a seguinte frase “Temp: xx C”, onde os caracteres “xx” representam o valor da temperatura indicada pelo sensor da unidade sensora. O resultado da recepção é apresentado na Figura 72 e na Figura 73.

A partir dos resultados da medição de temperatura, verificou-se uma discrepância entre a temperatura ambiente e a temperatura indicada pelo sensor, onde o mesmo possuía um *offset* de algumas dezenas de milivolts, resultando em alguns graus Celsius a mais do que o correto. Portanto, a informação enviada possui um erro devido ao sensor utilizado, mas não interferindo na avaliação do sistema. Para causar uma variação na temperatura utilizou-se uma estação de solda, onde a

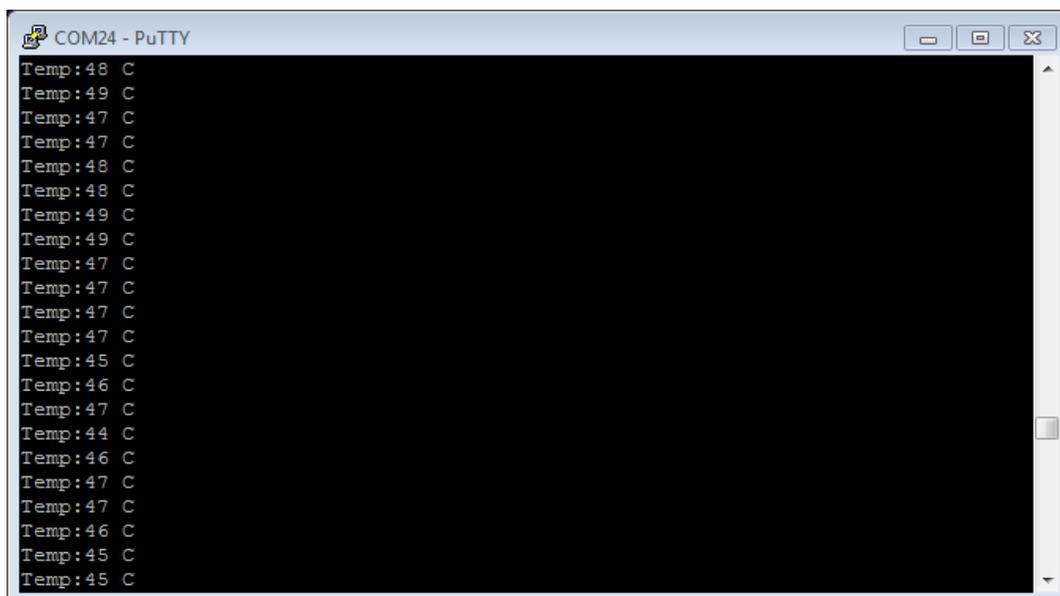
ponteira foi aproximada do sensor, variando a temperatura indicada pelo sensor, conforme mostrado na Figura 73. A Figura 75 apresenta a forma de onda de dados na saída do microcontrolador da unidade sensora e a Figura 74 mostra a forma de onda de dados na saída do circuito demodulador de dados da unidade de leitura utilizando uma taxa de transferência de dados de 9600 *bits/s*.



```
COM24 - PuTTY
Temp:34 C
Temp:36 C
Temp:36 C
Temp:36 C
Temp:36 C
Temp:36 C
Temp:35 C
Temp:33 C
Temp:35 C
Temp:35 C
Temp:34 C
Temp:34 C
Temp:33 C
Temp:34 C
Temp:33 C
Temp:34 C
Temp:30 C
Temp:33 C
Temp:31 C
Temp:33 C
Temp:32 C
Temp:32 C
```

Figura 72 - Imagem dos valores de temperatura recebidos pela unidade de leitura apresentados no terminal do computador.

Fonte: Autoria própria.



```
COM24 - PuTTY
Temp:48 C
Temp:49 C
Temp:47 C
Temp:47 C
Temp:48 C
Temp:48 C
Temp:49 C
Temp:49 C
Temp:47 C
Temp:47 C
Temp:47 C
Temp:47 C
Temp:45 C
Temp:46 C
Temp:47 C
Temp:44 C
Temp:46 C
Temp:47 C
Temp:47 C
Temp:46 C
Temp:45 C
Temp:45 C
```

Figura 73 - Imagem dos valores de temperatura enviados pela unidade sensora e recebidos pela unidade de leitura apresentados no terminal do computador com uma taxa de transferência de 9600 *bits/s*.

Fonte: Autoria própria.

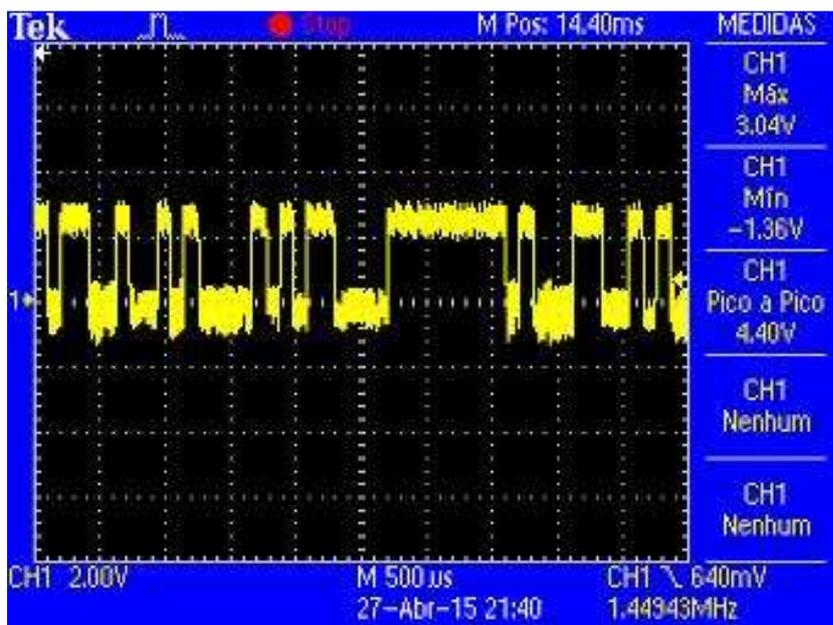


Figura 74 - Forma de onda de dados na saída do circuito demodulador utilizando uma taxa de 9600 *bits/s*.
Fonte: Autoria própria.



Figura 75 - Forma de onda de dados na saída do microcontrolador da unidade sensora utilizando uma taxa de 9600 *bits/s*.
Fonte: Autoria própria.

Por último, verificou-se a máxima taxa de transferência de dados da unidade sensora para a unidade de leitura. A Tabela 8 mostra as taxas de transferência de dados alcançadas juntamente com a distância máximas entre as bobinas de driver e da unidade sensora. Para esse teste, utilizou-se um potenciômetro para representar o sensor, onde os dados representam um equivalente em

temperatura para uma dada tensão de saída do potenciômetro (equivalente a utilizada no sensor de temperatura 10mV/°C). Onde as imagens obtidas para dos dados enviados e recebidos pelos microcontroladores da unidade sensora e da unidade de leitura estão apresentados no Apêndice D, juntamente com as imagens dos dados apresentados no terminal do computador.

Tabela 8 - Valores de *baud rate* e distância entre as bobinas alcançados no trabalho.

Baud rate (bits/s)	Distância máxima alcançada (mm)	Frequência de leitura (Leituras/s)
9600	21	500
19200	8	1000
28800	10	3333
38400	10	5000

Fonte: Autoria própria.

Para as taxas mais altas verifica-se um menor alcance, devido a sensibilidade do circuito demodulador a taxas mais altas. Observou-se também que para a taxa de transferência de 38400 *bits/s* a ocorrência de erros na recepção de dados conforme ilustrado na Figura 76.

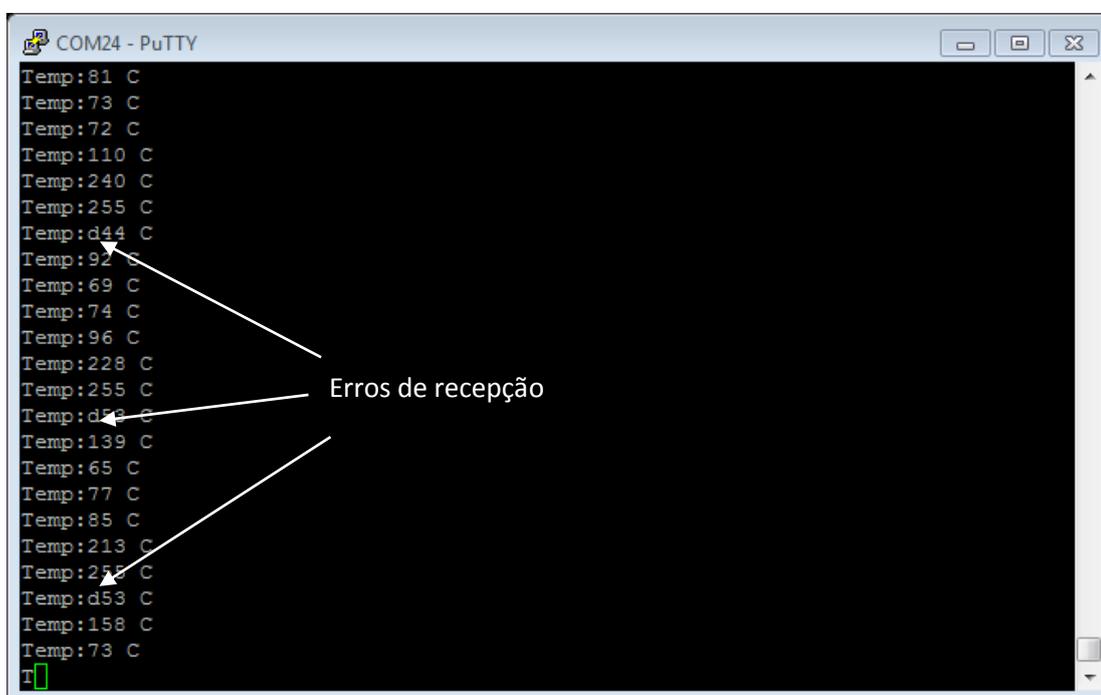


Figura 76 - Imagem dos dados enviados pela unidade sensora e recebidos pela unidade de leitura apresentados no terminal do computador com uma taxa de transferência de 38400 bits/s.

Fonte: Autoria própria.

A Figura 77 traz uma imagem do sistema todo nos testes realizados.

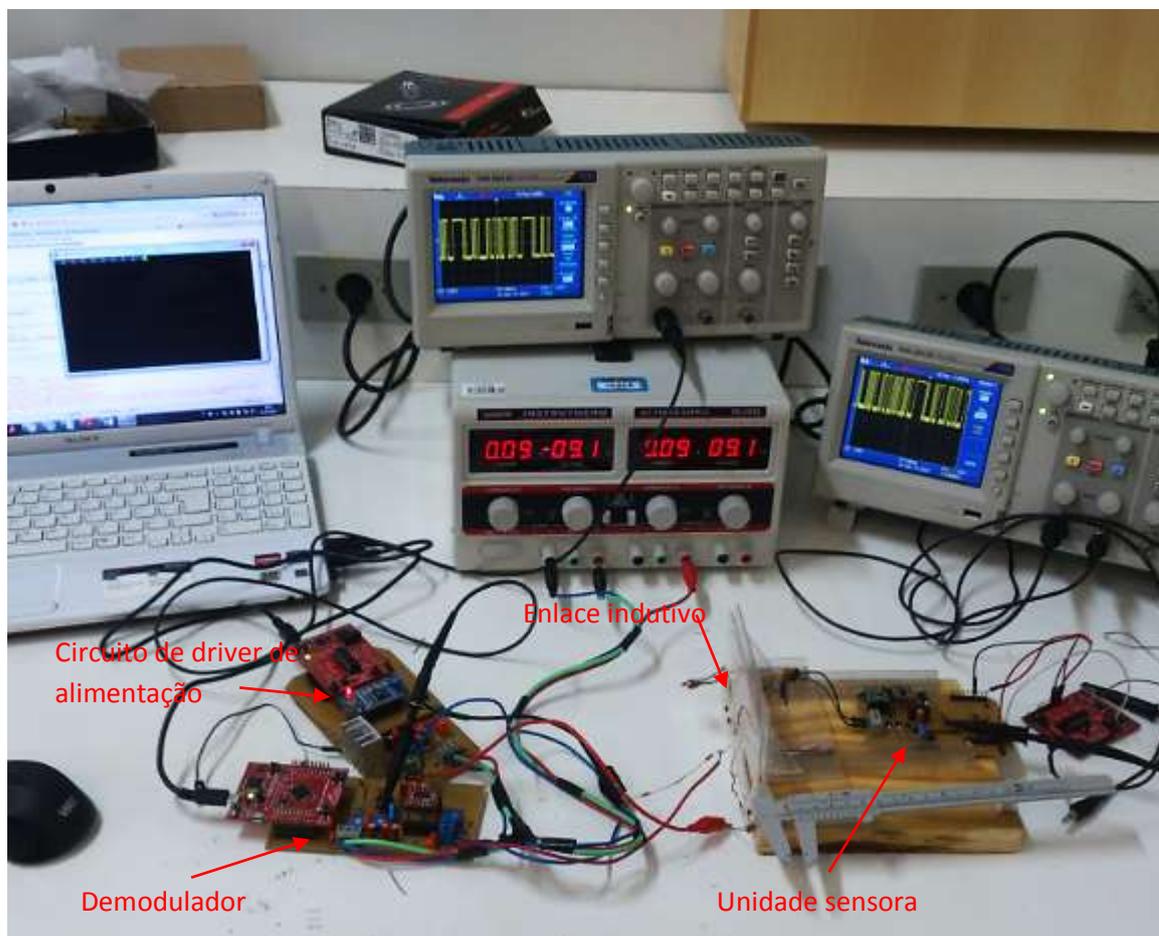


Figura 77 - Imagem do sistema de telemetria desenvolvido.
Fonte: Autoria própria.

5 CONCLUSÕES

A teoria abordada no capítulo 2 deu subsídio para o desenvolvimento do projeto, onde vários outros trabalhos semelhantes foram estudados, trazendo uma noção dos caminhos a serem seguidos para um bom resultado. Desta forma, foi possível decidir quais as técnicas são mais adequadas de acordo com as especificações da aplicação. Decidiu-se que a técnica de transferência de energia que melhor se encaixa ao trabalho é a que utiliza o enlace indutivo, onde também optou-se pela análise de alguns trabalhos disponíveis na literatura que ao utilizar o enlace indutivo com 3 ou mais bobinas, consegue-se um melhor desempenho na transferência de energia quando comparado com o enlace com 2 bobinas apenas, possuindo vantagens quanto ao rendimento e ganho de tensão, apesar de trazer mais complexidade na transferência de dados. O enlace proposto se mostrou eficiente nos testes realizados, sendo capaz de suprir a necessidade de energia dos componentes utilizados, como o microcontrolador e o sensor, com uma variação de distância entre as bobinas da unidade de leitura e da unidade sensora.

Para realizar a alimentação do enlace indutivo, algumas técnicas foram encontradas na literatura, como o uso de um amplificador classe E, levando um ganho de potência, e também outras, que ao invés de utilizar chaves semicondutoras utilizam dispositivos para amplificação de sinal, porém fornecendo menor potência. Como o trabalho não necessita de alta potência, decidiu-se que poderia ser utilizado o dispositivo gerador de sinais AD9850 em conjunto com um bloco amplificador (amplificador de tensão e de corrente), onde o ganho de tensão do sinal é controlado por um trimpot, possibilitando ajustes na amplitude do sinal, caso necessário.

Para a comunicação entre as unidades, optou-se transferência de dados unidirecional, da unidade sensora para a unidade de leitura apenas, pois para realizar a transferência de dados de forma bidirecional necessitaria um período de tempo maior do que o disponível para o estudo e implementação deste *link* de dados. Para a transferência de dados utilizou-se a técnica de modulação LSK, por ter um bom desempenho para taxas de transferências de dados relativamente baixa (em torno de algumas dezenas ou centenas de kbps), e pela facilidade de implementação, pois requer poucos componentes na modulação e demodulação de dados, reduzindo as dimensões das unidades.

No desenvolvimento do projeto algumas dificuldades foram encontradas. Por exemplo, a falta de componentes adequados para a frequência de trabalho, uma vez que alguns dos componentes disponíveis na universidade não funcionam corretamente na faixa de frequência utilizada no projeto. Outra dificuldade encontrada no desenvolvimento do projeto foi quanto a utilização do software CadSoft EAGLE para a confecção das placas utilizadas no protótipo do projeto, pois diversos componentes eletrônicos não eram encontrados na biblioteca deste software, necessitando da adequação de outros componentes para realizar a ligação correta na placa dos componentes utilizados na prática. Uma das maiores dificuldades encontradas foi quanto ao bom funcionamento dos componentes, devido as interferências provocadas por capacitâncias parasitas, além de eventuais maus contatos entre os componentes

No decorrer do trabalho algumas disciplinas do curso de engenharia elétrica auxiliaram no desenvolvimento do projeto, tais como: Eletrônica A, B, e C, Sistemas Microcontrolados, Sistemas Embarcados, Física 3, Análise de Circuitos 1 e 2, entre outras.

Acredita-se que se reduzidas as dimensões das unidades de leitura e da unidade sensora, é possível a utilização desse tipo de sistema em aplicações que envolvem a biotelemetria utilizando a unidade sensora como implante, sendo esta e outras melhorias sugestões para futuros trabalhos. Para isso poderia se utilizar componentes com menores dimensões físicas, ou talvez a junção de vários componentes em apenas um encapsulamento. Outra melhoria possível no sistema é quanto a busca de componentes mais adequados para a faixa de frequência utilizada, melhorando o desempenho do sistema.

Para melhor conhecimento e avaliação do desempenho do sistema proposto pode-se utilizar os microcontroladores MSP430F2259 e MSPFR5969 nas unidades de leitura e sensora respectivamente, onde se conseguiriam realizar testes com uma maior proximidade da realidade, diminuindo o consumo e aumentando a eficiência do sistema. Pode-se também desenvolver o sistema de comunicação da unidade de leitura para a unidade sensora do sistema, uma vez que foi realizado apenas a comunicação unidirecional da unidade sensora para a unidade de leitura.

REFERÊNCIAS

AL-KALBANI, A.I.; YUCE, M.R.; REDOUTE, J.-M. Design Methodology for Maximum Power Transmission, Optimal BER-SNR and Data Rate in Biomedical Implants. **Communications Letters, IEEE**, S. I, v. 17, p. 1897 - 1900, 29 ago. 2013.

ANALOG DEVICES INCORPORATED. **AD9850**. 1999. 20p.[s.n.], 1999. Disponível em: <<http://www.analog.com>>. Acesso em: 15 fev. 2015.

ARCHITECTS, Embedded. **O que é um sistema embarcado**. Disponível em: <<http://www.embarc.com.br/p1600.aspx>>. Acesso em: 04 fev. 2015.

ARRITMIA CARDÍACA. Para o público em geral. **Arritmia Cardíaca**, 2009. Disponível em: <http://www.arrytmiacardiaca.com.br/p_entendendo07.php>. Acesso em: 04 fev. 2015.

BERTOTTI, Fabio L. **Sistema de Biotelemetria Passiva e Técnica de Medição para Aquisição da Impedância Elétrica de Tecido Animal Post Mortem**. 2010. 176p. Tese de Doutorado - Universidade Tecnológica Federal do Paraná (Programa de Pós-Graduação em.), Curitiba, 2010.

CHARLES ALEXANDER, Matthew N. O. S. **Fundamentos de Circuitos Elétricos**. 5. ed. [S.I.]: MCGRAW-HILL INTERAMERICANA, 2013.

CHUNG, D.W.-Y. et al. A 2-MHz bi-directional wireless transceiver system for implantable glucose sensors. **Circuits and Systems, 2009. ISCAS 2009. IEEE International Symposium on**, Taipei, p. 645 - 648, 24-27 mai. 2009.

CIRURGIA, CLÍNICA DE. **Tecnologias das Cirurgias**. Disponível em: <http://www.obesidademorbida.med.br/tecnologias_012.htm>. Acesso em: 18 fev. 2015.

COOKE, Steven J. et al. Biotelemetry: a mechanistic approach. **Science Direct**, v. 19, p. 10, jun. 2004.

DEHOLLAIN, C.; YILMAZ, G. Wireless energy and data transfer for neural recording and stimulation applications. **Ph.D. Research in Microelectronics and Electronics (PRIME), 2013 9th Conference on**, Villach, p. 209 - 212, 24-27 jul. 2013.

FARIAS, IRENE S. **Unisanta**. Disponível em: <<http://professores.unisanta.br/isfarias/Materia/Comunicacao%20Digital/ask.pdf>>. Acesso em: 27 fev. 2015.

FITZGERALD, A. E.; KINGSLEY, Charles J.; UMANS, Stephen D. **Máquinas Elétricas com introdução à eletrônica de potência**. 6. ed. Porto Alegre: Artmed, v. Único, 2006.

GASTROMED. **Exames.** Disponível em: <http://www.gastromed.com.br/br/exames/capsula_endoscopica.php>. Acesso em: 18 fev. 2015.

GHOVANLOO, M.; NAJAFI, K. A high-rate frequency shift keying demodulator chip for wireless biomedical implants. **Circuits and Systems, 2003. ISCAS '03. Proceedings of the 2003 International Symposium on**, S. I, v. 5, p. V-45 - V-48 vol.5, 25-28 mai. 2003.

GONG, C.-S.A. et al. Low-power and area-efficient PSK demodulator for wirelessly powered implantable command receivers. **Electronics Letters**, v. 44, p. 841 - 842, 3 jul. 2008.

GRAN CLINIC. **Gran Clinic.** Disponível em: <<http://www.granclinic.com.br/artigos/promocao-da-saude-e-prevencao-das-doencas/>>. Acesso em: 08 nov. 2014.

HALLIDAY, David; RESNICK, Robert; WALKER, Jearl. **Fundamentos de Fisica 3 Eletromagnetismo**. 4. ed. [S.I.]: Editora LTC, v. 3, 2009.

HARA, Marcos S. **Técnica de Biotelemetria Passiva com Unidade Implantavel Composta por Apenas um Componente**. 2008. 167p. TESE (Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informatica Industrial - CPGEI) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná, CURITIBA, 2008.

HEALTH CANADÁ. **Limits of Human Exposure to Radiofrequency Electromagnetic Energy in the Frequency Range from 3 kHz to 300 GHz Safety Code 6 (2009)**. 2009. 30p.[s.n.], 2009. Disponível em: <http://www.hc-sc.gc.ca/ewh-smmt/consult/_2014/safety_code_6-code_securite_6/final_finale-eng.php>. Acesso em: 05 mai. 2015.

HENRIQUES, Luís O. D. A. P.; VINAGRES, Márcio D. P. **PROJETO E CONSTRUÇÃO DE FONTE CHAVEADA DE 500W PARA MICROCOMPUTADORES**. Faculdade de Engenharia da Universidade Federal de Juiz de Fora. Juiz de Fora, p. 27. 1996.

HU, Yamu; SAWAN, M. A fully integrated low-power BPSK demodulator for implantable medical devices. **Circuits and Systems I: Regular Papers, IEEE Transactions on**, v. 52, p. 2552 - 2562, dez. 2005.

JOURAND, Philippe; PUERS, Robert. A Class-E driven inductive power delivery system covering the complete upper body. **ScienceDirect**, p. 132-139, Junho 2012.

JOW, Uei-Ming; GHOVANLOO, Maysam. Design and Optimization of Printed Spiral Coils for Efficient Transcutaneous Inductive Power Transmission. **IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL CIRCUITS AND SYSTEMS**, v. VOL. 1, p. 10, Setembro 2007.

KAKUNO, Edson M. **Raios X**. Disponível em: <fisica.ufpr.br/lorxi/raiox.htm>. Acesso em: 07 jan. 2015.

KELLY, Shawn K. et al. DEVELOPMENTS ON THE BOSTON 256-CHANNEL RETINAL IMPLANT. **IEEE**, p. 6, -- 2013.

LEGG, Andrei P. **Comunicação de Dados Modulações digitais: ASK, FSK e PSK**. 2012. 18p.[s.n.], Santa Maria - RS, 2012. Disponível em: <http://coral.ufsm.br/gpscom/professores/andrei/Comunicacao/aula_08.pdf>. Acesso em: 18 out. 2014.

LIN , Yi-Chieh; HORNG, Tzyy-Sheng; HWANG, Lih-Tyng. Inductive Link Design with Optimal Transfer Efficiency and a High CMRR. **IEEE**, p. 4, 2012.

MARKUS, Otávio. **Circuitos Elétricos Corrente Contínua e Corrente Alternada**. 1. ed. [S.l.]: Érica, 2001. Disponível em: <http://www.feng.pucrs.br/~virgilio/Circuitos_Eletricos_II/Projeto_de_Indutor.pdf>.

MART, Min; PARVE, Thomas. Improvement of Lock-in Electrical Bio-Impedance Analyzer for Implantable Medical Devices. **Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on (Volume:56 , Issue: 3)**, p. 968 - 974, 15 mai. 2007.

MEDTRONIC. **Bradycardia**. Disponível em: <http://www.medtronicbrasil.com.br/your-health/bradycardia/device/what-is-it/index.htm>. Acesso em: 04 fev. 2015.

MONGE, M. et al. A Fully Intraocular High-Density Self-Calibrating Epiretinal Prosthesis. **Biomedical Circuits and Systems, IEEE Transactions on** , v. 7, p. 747 - 760, 20 jan. 2014.

MORADI, A.; ZGAREN, M.; SAWAN, M. A 0.084 nJ/b FSK Transmitter and 4.8 μ W OOK Receiver for ISM-Band Medical Sensor Networks. **New Circuits and Systems Conference (NEWCAS), 2013 IEEE 11th International**, Paris, p. 1-4, 16-19 jun. 2013.

MOREIRA, Adriano J. C. **Técnicas de modulação**. 1999.[s.n.], S.l., 1999. Disponível em: <http://www3.dsi.uminho.pt/adriano/Teaching/Comum/TecModul.html>. Acesso em: 28 fev. 2015.

NAVIDI, Mir M.; BYUN, Gyung-Su. A Near-Threshold ASK Demodulator for Ultra-Low-Power Implantable Biomedical. **Wireless and Microwave Technology Conference (WAMICON), 2013 IEEE 14th Annual**, Orlando, FL, p. 4, 7-9 abr. 2013.

NGUYEN, Trung T.; FERNANDES, L.A.L.; HÄFLIGER, P. An Energy-Efficient Implantable Transponder for Biomedical Piezo-Resistance Pressure Sensors. **Sensors Journal, IEEE (Volume:14 , Issue: 6)**, p. 1836 - 1843, 4 fev. 2014.

NOGUEIRA, Daniel D. S.; ALVES, Diego P. **Transformadores de Potência - Teoria e Aplicação Tópicos essenciais**. 2009. 201p.[s.n.], Rio de Janeiro, 2009. Disponível

em: <<http://monografias.poli.ufrj.br/monografias/monopoli10001033.pdf>>. Acesso em: 28 fev. 2015.

OLIVO, Jacopo et al. Electronic Implants: Power Delivery and Management. **Design, Automation & Test in Europe Conference & Exhibition (DATE), 2013**, Grenoble, p. 1540 - 1545, 18-22 Março 2013.

PHILIPS SEMICONDUCTORS. **PHP/PHB/PHD78NQ03LT**. 2002. 12p.[s.n.], 2002. Acesso em: 15 mar. 2015.

PICHORIM, S.F.; ABATTI, P.J. A Novel Method to Read Remotely Resonant Passive Sensors in Biotelemetric Systems. **Sensors Journal, IEEE**, S.I, v. 8, p. 6-11, 04 jan. 2008.

RAMRAKHYANI, A.K.; LAZZI, G. On the Design of Efficient Multi-Coil Telemetry System for Biomedical Implants. **Biomedical Circuits and Systems, IEEE Transactions on**, v. 7, p. 11 - 23, 30 abr. 2012.

RAMRAKHYANI, Anil K.; MIRABBASI, Shahriar; CHIAO, Mu. Design and Optimization of Resonance-Based Efficient Wireless Power Delivery Systems for Biomedical Implants. **IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL CIRCUITS AND SYSTEMS**, v. 5, p. 16, fev. 2011.

RIBEIRO, Daniel. **Firmware: o que é e como atualizar?**. Disponível em: <<http://www.techtudo.com.br/dicas-e-tutoriais/noticia/2014/04/firmware-o-que-e-e-como-atualizar.html>>. Acesso em: 28 fev. 2015.

RUSH, A.D.; TROYK, P.R. A Power and Data Link for a Wireless-Implanted Neural Recording System. **Biomedical Engineering, IEEE Transactions on**, v. 59, p. 3255 - 3262, 21 ago. 2012.

RUSH, Alexander; TROYK, Philip R. Electronic Performance of a Dual Inductive Link for a Wireless. **Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE**, Boston, MA, p. 6348-6351, 30 ago. 2011.

SALAHSHOOR, M. et al. A new discriminator for a low-power capacitor-less FSK demodulator for biomedical implants. **New Circuits and Systems Conference (NEWCAS), 2012 IEEE 10th International**, Montreal, QC, p. 297 - 300, 17-20 jun. 2012.

SANGHOEK, Kim; YAKOVLEV, Anatoly; POON, Ada. Implantable biomedical devices: Wireless powering and communication. **Communications Magazine, IEEE (Volume:50, Issue: 4)**, p. 152 - 159, 05 mai. 2012.

SILVA, André F. B. O. **Aplicação de Controle Repetitivo em Inversor PWM Monofásico com Filtro LC de Saída Utilizado em Fonte Programável CA**. 2012. 71p.[s.n.], Belo Horizonte, 2012. Acesso em: 28 fev. 2015.

SILVA, Marcos C. D. **SISTEMAS MICROCONTROLADOS: TRABALHO SOBRE MICROCONTROLADOR MSP430.** Disponível em: <http://www.ebah.com.br/content/ABAAAvf_EAL/trabalho-msp430>. Acesso em: 04 fev. 2015.

SOZEN, H.; CAM, U. On the realization of memristor based RC high pass filter. **Electrical and Electronics Engineering (ELECO), 2013 8th International Conference on**, Bursa, p. 45-48, 28-30 nov. 2013.

TEXAS INSTRUMENTS INCORPORATED. Microcontrollers (MCU). **ti**, [201-]. Disponível em: <http://www.ti.com/lscds/ti/microcontrollers_16-bit_32-bit/overview.page>. Acesso em: 04 25 2015.

TEXAS INSTRUMENTS INCORPORATED. Code Composer Studio (CCS) Integrated Development Environment (IDE). **TI**, 1995-2015. Disponível em: <<http://www.ti.com/tool/ccstudio>>. Acesso em: 28 fev. 2015.

TEXAS INSTRUMENTS INCORPORATED. **BUF634**. 1996. 10p.[s.n.], 1996. Disponível em: <<http://www.ti.com/product/buf634>>. Acesso em: 10 mar. 2015.

TEXAS INSTRUMENTS INCORPORATED. **TI**. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/msp430g2553.pdf>>. Acesso em: 07 abr. 2015.

TEXAS INSTRUMENTS INCORPORATED. **MSP430FR59xx Mixed-Signal Microcontrollers.** Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/msp430fr5969.pdf>>. Acesso em: 19 mar. 2015.

TEXAS INSTRUMENTS INCORPORATED. **MSP430F5529 Datasheet.** Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/msp430f5529.pdf>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

TEXAS INSTRUMENTS INCORPORATED. **ti**. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/sg/slab034z/slab034z.pdf>>. Acesso em: 04 fev. 2015.

TROYK, P.R.; SCHWAN, M.A.K. High efficiency driver for transcutaneously coupled coils. **Engineering in Medicine and Biology Society, 1989. Images of the Twenty-First Century., Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in**, Seattle, WA, v. 5, p. 1403-1404, 9-12 nov. 1989.

TRUNG , Nguyen ; HAFLIGER, P. An Energy-Efficient Implant Transponder for Continuous Glucose Monitoring. **Advanced Technologies for Communications (ATC), 2013 International Conference on**, Ho Chi Minh City, p. 345 - 350, 16-18 out. 2013.

TURCZA, P.; MLYNARCZYK, J. Design of wide band OOK transmitter for biomedical applications. **Mixed Design of Integrated Circuits and Systems (MIXDES), 2013 Proceedings of the 20th International Conference**, Gdynia, p. 540 - 544, 20-22 jun. 2013.

UNIVERSIDADE DO OESTE DE SANTA CATARINA. **Modulação Digital (ASK, FSK, PSK, QAM) e taxa de erro de bit sinal QPSK**. 2013. 18p.[s.n.], 2013. Disponível em: <https://www.academia.edu/5185393/Modulacao_Digital_ASK_FSK_PSK_QAM_E_Taxa_de_Erro_de_Bit_Sinal_QPSK>. Acesso em: 18 out. 2014.

WU, Rongxiang et al. Wireless Power Link Design Using Silicon-Embedded Inductors for Brain-Machine Interface. **VLSI Design, Automation, and Test (VLSI-DAT), 2012 International Symposium on**, Hsinchu, p. 1-4, 23-25 abr. 2012.

YILMAZ, G.; ATASOY, O.; DEHOLLAIN, C. Wireless Energy and Data Transfer for In-Vivo Epileptic Focus Localization. **Sensors Journal, IEEE** , v. 13, p. 4172 - 4179, 22 mai. 2013.

APÊNDICE A - CÓDIGO DESENVOLVIDO E UTILIZADO NA UNIDADE SENSORA DO SISTEMA NOS TESTES REALIZADOS COM O MICROCONTROLADOR MSP430G2553

No microcontrolador da unidade sensora, utilizou-se o seguinte código:

```
#include <msp430.h>
#include <stdio.h>
#include <string.h>

/*****
 * TCC - Desenvolvimento de um enlace de alimentação e comunicação de dados
 * Aplicado a um sistema de telemetria com unidade sensora microcontrolada
 *
 * Luian Halisson Zanoni
 * Dia 25/03/2015
 *
 * Função:
 * Realizar a leitura de um sensor de temperatura LM35 e enviar as informações de
temperatura
 * via porta serial.
 * Canal de leitura A3
 *
 * Clock SMCLK 1MHz
 *
 * Uart:
 * clock SMCLK
 * Seleção de Baud (9600 - 19200 - 28800 - 38400 - 43000 - 56000)
 * 1 bit de parada
 * sem paridade
 *
 * Saída de TX/RX na porta 1;
 * saída de timer na porta 1 (P1.2) *
 */
/*****
 * Protótipo das funções
 *****/
void ini_Uart(void);
void ini_ADC10(void);
void ini_clock(void);
void ini_portas(void);
void ini_TA0(void);
void msg(char *c);
void envia_pacote_dados(void);

/*****
 * Controle da porta serial e PWM para modulação
 * Porta P1.2 - PWM ou UART para acionamento do MOSFET
 *****/
#define UART
// #define PWM

/*****
 * Controle da taxa de transferência de dados da UART
 *****/
#define baud_rate 9600
```

```

//#define baud_rate 19200
//#define baud_rate 28800
//#define baud_rate 38400
//#define baud_rate 43000
//#define baud_rate 56000

/*****
* Controle do tipo de dados enviados
*****/
//#define Envia_caractere           // Envia um mesmo caractere de forma
seguida
//#define Envia_sequencia_caracteres // Envia uma sequência de caracteres
#define Envia_temp                 // Envia o valor da leitura do
sensor LM35

/*****
* Configuração de frequência de leitura e de largura
* de pulso do PWM utilizado
*****/
#define Freq_Leitura_ADC 5000 // Numero de leituras por segundo
#define Freq_PWM          50000 // Frequência do sinal PWM gerado
#define Duty_PWM          50 // Largura de pulso em %
#define clock_timer      1000000 // Clock do timer em Hz

/*****
* Alguns defines utilizados
*****/
#define ASCII_ENTER      13
#define ASCII_NewLine    10
#define NewLine          1
#define bit_inicio      ASCII_ENTER
#define bit_fim          ASCII_NewLine
#define bit_teste       0x41 // Equivalente a "A" na tabela ASCII

/*****
* Variáveis utilizadas
*****/
char cont;
char i=1;
char temp;
char dado1[4];
unsigned char flag_envia_dados = 0;

void main(void) {

    WDTCTL = WDTPW | WDTHOLD; // Stop watchdog timer
    ini_Uart();
    ini_ADC10();
    ini_clock();
    ini_portas();
    ini_TA0();

    for(;;){
        if(flag_envia_dados == 1){
            envia_pacote_dados();
            flag_envia_dados = 0;
        }else{
            __bis_SR_register(LPM0_bits + GIE); // Modo LPM0, interrupções
            habilitadas.

```

```

    }
}

/*****
* Configurações de clock
*****/
void ini_clock(void){
    WDTCTL = WDTPW + WDTHOLD;
    BCSCTL1 = CALBC1_1MHZ;
    DCOCTL = CALDCO_1MHZ;
    BCSCTL3 = XCAP0 + XCAP1; // ou BCSCTL3 = 0x0D;
    __enable_interrupt(); // Habilita a geração de interrupção
}

/*****
* Configurações das portas
*****/
void ini_portas(void){

    P1DIR |= BIT1 + BIT2 + BIT4 + BIT5 + BIT6 + BIT7; // P1DIR = ~BIT3;
    P1OUT &= ~(BIT1 + BIT2 + BIT3 + BIT4 + BIT5 + BIT6 + BIT7);

#ifdef UART
    P1SEL |= BIT1 + BIT2 ;           // Conecta pinos P1.1/2 UCA0RXD/UCA0TXD
    P1SEL2 |= BIT1 + BIT2;
#endif
#ifdef PWM
    P1SEL |= BIT2;                               //
Alterando a função do pino para TA0.1
    P1SEL2 &= ~BIT2;
#endif
    P2DIR = 0xFF;           // Porta 2, todos os pinos em nível baixo
    P2OUT = 0x00;

}

/*****
* Configurações iniciais da UART
*****/
void ini_Uart(void){

    UCA0CTL1 |= UCSSEL_2;

#ifdef(baud_rate == 9600)
    UCA0BR0 = 0x68;
    UCA0BR1 = 0;
    UCA0MCTL = UCBSR_1 + UCBRF_0;
#endif

#ifdef(baud_rate == 19200)
    UCA0BR0 = 0x34;
    UCA0BR1 = 0;
    UCA0MCTL = UCBSR_1 + UCBRF_0;
#endif

#ifdef(baud_rate == 28800)
    UCA0BR0 = 0x22;
    UCA0BR1 = 0;
    UCA0MCTL = UCBSR_6 + UCBRF_0;
#endif
}

```

```

#endif

#if(baud_rate == 38400)
    UCA0BR0 = 0x1A;
    UCA0BR1 = 0;
    UCA0MCTL = UCBSR_0 + UCBRF_0;
#endif

#if(baud_rate == 43000)
    UCA0BR0 = 0x17;
    UCA0BR1 = 0;
    UCA0MCTL = UCBSR_2 + UCBRF_0;
#endif

#if(baud_rate == 56000)
    UCA0BR0 = 0x11;
    UCA0BR1 = 0;
    UCA0MCTL = UCBSR_7 + UCBRF_0;
#endif

    UCA0CTL1 &= ~UCSWRST;
    IE2 |= UCA0RXIE;
}
/*****
* Configurações iniciais do ADC
*****/
void ini_ADC10(void){
    ADC10CTL0 = SREF0 + REFOUT + REF2_5V + REFON + ADC10ON + ADC10IE +
ADC10SHT1;
    ADC10CTL1 = SHS0 + INCH_3; // VR+ = Vref | VR- = GND
    ADC10AE0 = BIT3 + BIT4; // Habilita canal A0
    ADC10CTL0 |= ENC; // Habilita conversão (gera borda de subida)
}
/*****
* Configurações iniciais do timer utilizado.
*****/
void ini_TA0(void){
    TA0CTL = TASSEL1 + MC0;
    TA0CCTL1 = OUTMOD0 + OUTMOD1 + OUTMOD2 + OUT;
#ifdef UART
    TA0CCR0 = (int)(clock_timer/Freq_Leitura_ADC);
    TA0CCR1 = TA0CCR0 >> 1; // Para um duty de 50%
#endif
#ifdef PWM
    TA0CCR0 = clock_timer/Freq_PWM; // Ajuste de frequência
    TA0CCR1 = (int)((TA0CCR0*Duty)/100); // razão cíclica
#endif
}
/*****
* RTI do ADC10
* Realizar a leitura de um sensor LM35
* e enviar as informações através da porta serial.
*****/
#pragma vector=ADC10_VECTOR
__interrupt void ADC10_RTI(void){
    ADC10CTL0 &= ~ENC;
    ADC10CTL0 |= ENC;
    flag_envia_dados = 1;
}

```

```

}
/*****
 * Função Para enviar informações através da porta serial
 * Dependendo do controle envia um bit uma sequência ou o valor
 * da leitura do sensor LM35.
 * -----
 * Procedimento de envio:
 * 1 - Envia bits de início de transmissão (bit_inicio)
 * 2 - Envia informações (um bite (bit_teste) ou uma sequência de bits (cont)
 *     ou o valor da temperatura (temp)
 *****/
void envia_pacote_dados(void){
    i++;
    if(i == 2){ // Envia bit_inicio
        while (!(IFG2&UCA0TXIFG));
        UCA0TXBUF = bit_inicio;
    }
    if(i == 3){
        // Caso Envia_caractere esteja definido, envia somente um bit (
        #ifdef Envia_caractere
            while (!(IFG2&UCA0TXIFG));
            UCA0TXBUF = bit_teste;
            #endif

            #ifdef Envia_sequencia_caracteres
                cont++;
                if(cont>=100){
                    cont = 0;
                }
                while (!(IFG2&UCA0TXIFG));
                sprintf(dado1,"%d",cont);
                msg(dado1);
                while (!(IFG2&UCA0TXIFG));
                #endif

                #ifdef Envia_temp
                    temp = ADC10MEM;
                    temp = temp>>2; //ADC10MEM/4 ~= temp;
                    sprintf(dado1,"%d",temp);
                    msg(dado1);
                    #endif
            }
        if(i == 4){
            while (!(IFG2&UCA0TXIFG));
            UCA0TXBUF = bit_fim;
            i = 1;
        }
    }
}
/*****
 * Função Para enviar string através da porta serial
 * Parâmetros de entrada:
 * -> *c -> ponteiro de dados.
 *****/
void msg(char *c){
    while(*c){
        while(!(IFG2&UCA0TXIFG)); // testa flag de tx
        UCA0TXBUF = *c++;
    }
}

```

APÊNDICE B - CÓDIGO DA TAREFA UTILIZADA PARA IDENTIFICAR E EXTRAIR OS DADOS DO PACOTE RECEBIDO PELA UNIDADE DE LEITURA NOS TESTES REALIZADOS UTILIZANDO o FreeRTOS NO MICROCONTROLADOR STELLARIS LM4F121H5QR

```

// Semáforo e fila para UART
xQueueHandle qUART; // Estrutura para fila.
xSemaphoreHandle sUART; // cria um semáforo para UART

// Tarefa para analisar os dados recebidos da UART
void UART_Trata_dados(void){
    uint8_t      dado = 0;
    uint8_t      flag_receiving = 0;

    while(1){

        sUART = xSemaphoreCreateMutex(); // cria mutex para UART
        // Verifica se foi criado o semáforo mutex, caso não criado suspende
a tarefa
        if(sUART == NULL){

            vTaskSuspend(NULL); // suspende a tarefa

        }else{

            qUART = xQueueCreate(64, sizeof(char)); // cria uma fila
            // Verifica se foi criada a fila, caso não criada, suspende-
se a tarefa
            if( qUART  == NULL){

                vTaskSuspend(NULL); // suspende a tarefa se não foi
criada

            }
            // Inicializa a UART0 e UART1
            UART0_init();
            UART1_init();
        }
        for(;;){
            //xSemaphoreTake Função para esperar o evento acontecer, caso não
aconteça não prossegue com o código.
            xSemaphoreTake(sUART,portMAX_DELAY); // espera o evento acontecer

            if(xQueueReceive(qUART, &dado, portMAX_DELAY) == pdTRUE){

                recebe_dados(dado);

            }
        }
    }
}
/*****
* Função Utilizada para retirar os dados do pacote
* recebido pela UART e enviar juntamente com a frase
* 'Temp: "xx" C' para o terminal
*

```

```
* parâmetros de entrada:
* - dado - Caractere recebido pela UART1
*
*/
void recebe_dados(char dado){
    if(dado == bit_inicio){
        if(flag_receiving == 0){
            flag_receiving = 1;
            UARTStringPut(UART0_BASE,"Temp:",0);
        }
    }else if(dado == bit_fim){
        flag_receiving = 0;
        UARTStringPut(UART0_BASE," C",UARTNewLine);
    }else if(dado){
        UARTCharPut(UART0_BASE,dado);
    }
}
```

APÊNDICE C - RESULTADOS OBTIDOS NA AVALIAÇÃO PRÁTICA DO DRIVER DE ALIMENTAÇÃO DO ENLACE INDUTIVO

Na avaliação prática do circuito de driver de alimentação obteve-se também os seguintes resultados:

- A forma de onda gerada pelo AD9850 na frequência de 3MHz mostrada na Figura 78;
- A forma de onda obtida na saída do filtro passa alta utilizado mostrada na Figura 79;
- A saída do circuito de driver para um ganho de tensão de $A_v = 16.5$ mostrada na Figura 80;

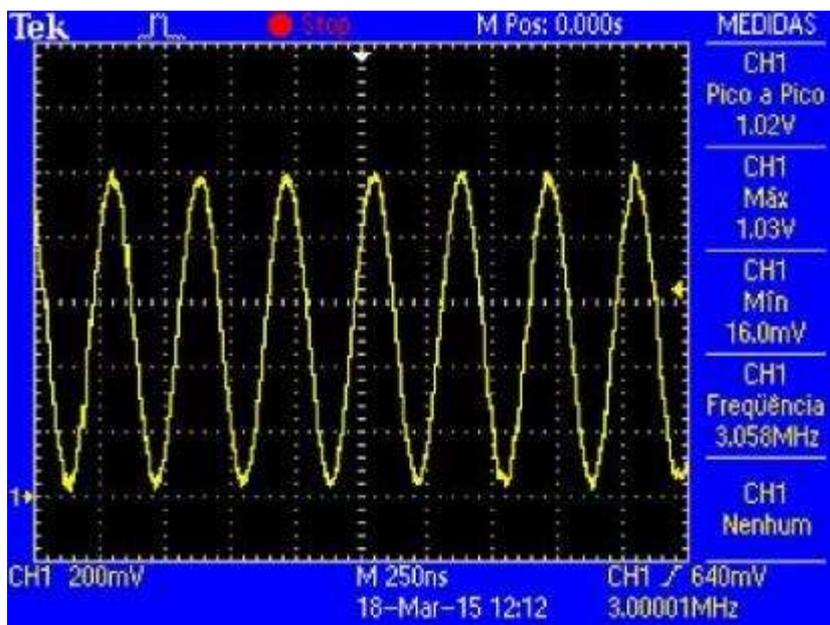


Figura 78 - Saída do AD9850 na avaliação prática do circuito de driver de alimentação do enlace.

Fonte: A autoria própria

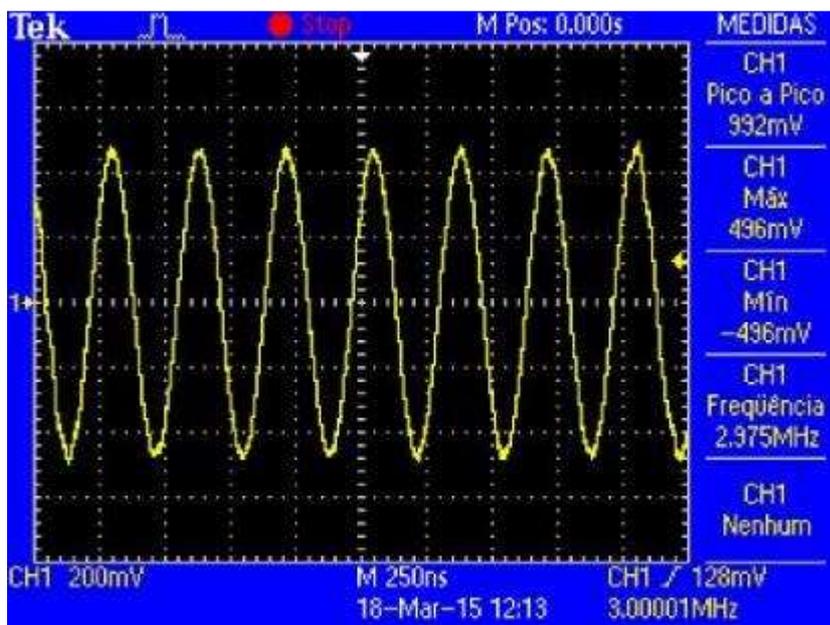


Figura 79 - Saída do filtro passa alta na avaliação prática do circuito de driver de alimentação do enlace.
Fonte: Autoria própria

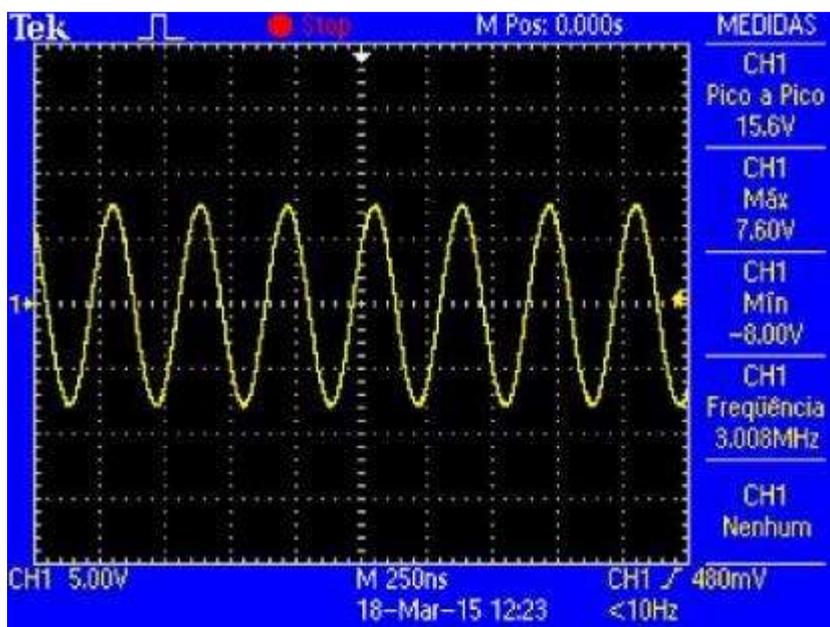
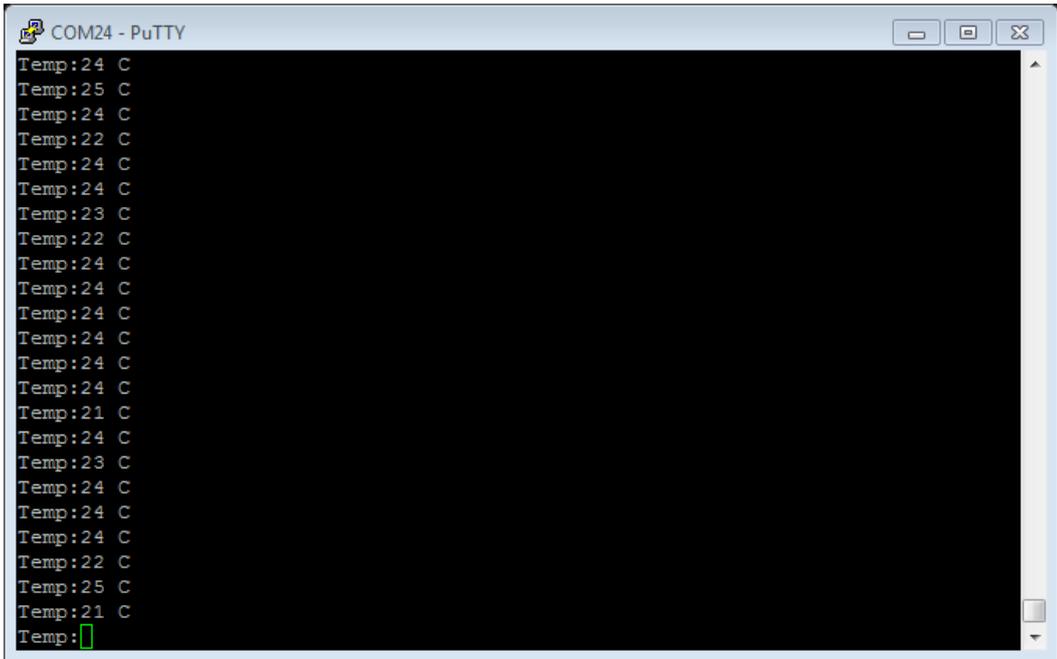


Figura 80 - Saída do circuito de driver na avaliação prática do driver de alimentação do enlace.
Fonte: Autoria própria.

A saída do AD9850 mostrada na Figura 78 é bastante semelhante a saída na avaliação teórica do circuito mostrada na Figura 59 (a), assim como as demais formas de ondas geradas nas saídas do filtro passa alta e do circuito de driver.

APÊNDICE D - RESULTADOS OBTIDOS NA AVALIAÇÃO PRÁTICA DO SISTEMA DESENVOLVIDO PARA A TRANSMISSÃO E RECEPÇÃO DE DADOS

Para avaliar a máxima transferência de dados da unidade sensora para a unidade de leitura, variou-se a taxa de transferência de dados desde 9600 até 38400. De acordo com as Figuras 81, 84 e 87, observou-se que ao utilizar uma *baud* de 38400 os dados lidos pela unidade de leitura não coincidem com os enviados pela unidade sensora, pois entre os números aparecem letras, devido a erros na recepção. A Figura 82 e a Figura 83 mostram a forma de onda de dados na saída do circuito demodulador e na saída do microcontrolador da unidade sensora, respectivamente, utilizando uma taxa de transferência de dados de 19200 *bits/s*.



```
COM24 - PuTTY
Temp:24 C
Temp:25 C
Temp:24 C
Temp:22 C
Temp:24 C
Temp:24 C
Temp:23 C
Temp:22 C
Temp:24 C
Temp:24 C
Temp:24 C
Temp:24 C
Temp:24 C
Temp:24 C
Temp:21 C
Temp:24 C
Temp:23 C
Temp:24 C
Temp:24 C
Temp:24 C
Temp:22 C
Temp:25 C
Temp:21 C
Temp:█
```

Figura 81 - Imagem dos recebidos pela unidade de leitura apresentados no terminal do computador com uma taxa de transferência de 19200 bits/s.

Fonte: Autoria própria.

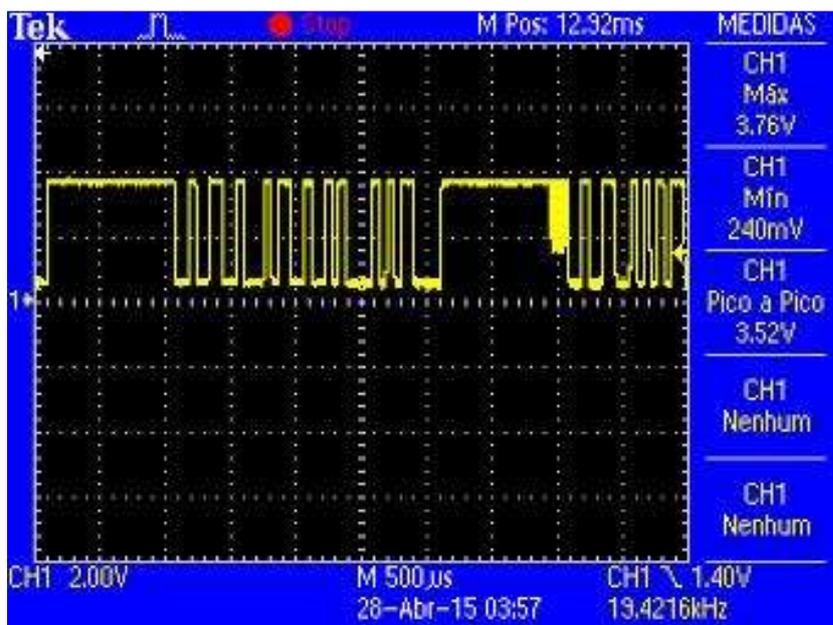


Figura 82 - Forma de onda de dados na saída do circuito demodulador de dados utilizando uma taxa de transferência de dados de 19200 *bits/s*.

Fonte: Autoria própria.



Figura 83 - Forma de onda de dados na saída do microcontrolador da unidade sensora utilizando uma taxa de transferência de dados de 19200 *bits/s*.

Fonte: Autoria própria.

A Figura 85 e a Figura 86 mostram a forma de onda de dados na saída do circuito demodulador de dados e na saída do microcontrolador da unidade sensora, respectivamente, utilizando uma taxa de transferência de dados de 28800 *bits/s*.

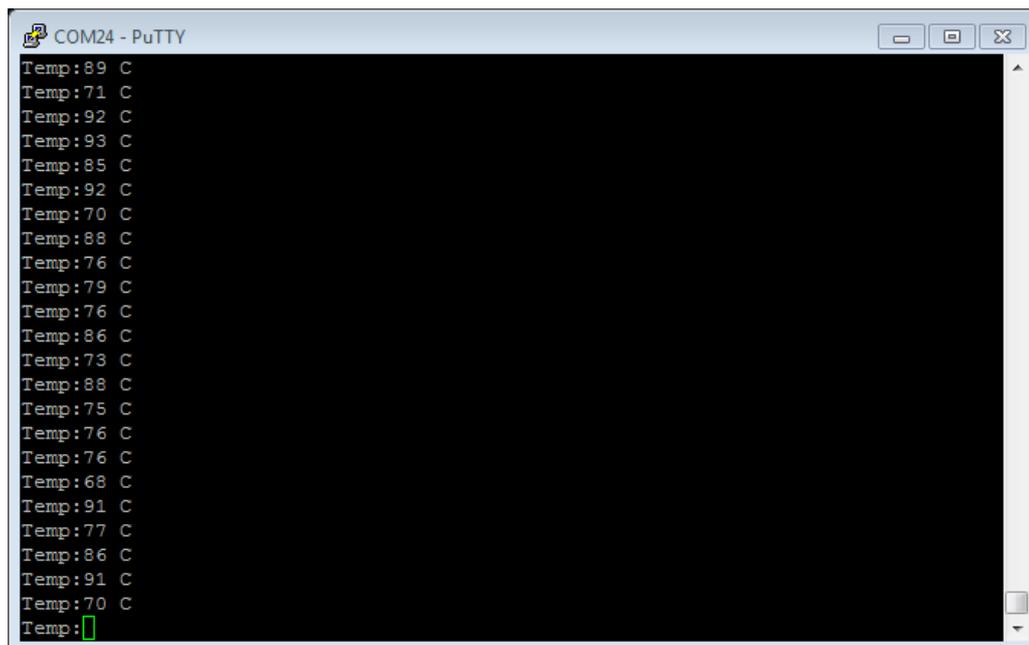


Figura 84 - Imagem dos dados recebidos pela unidade de leitura apresentados no terminal do computador com uma taxa de transferência de 28800 bits/s.
Fonte: Autoria própria.

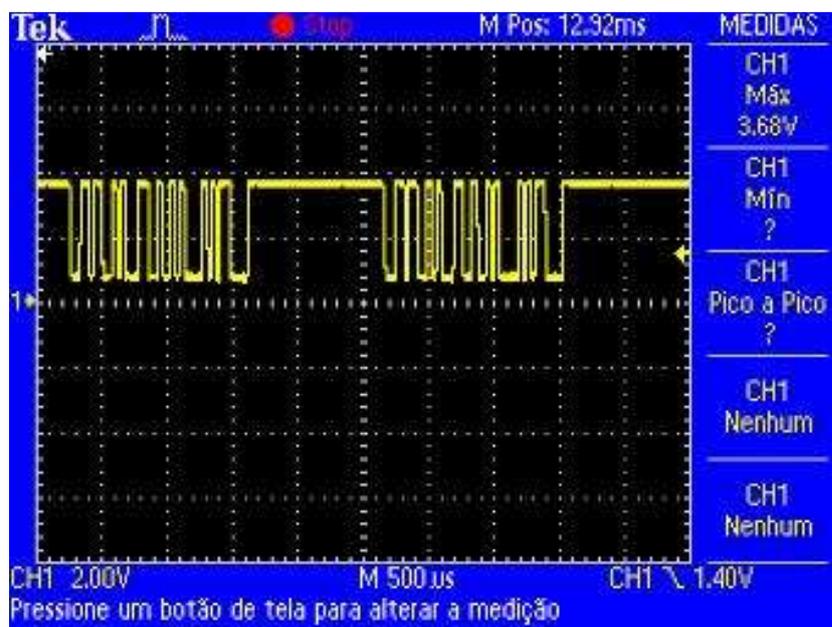


Figura 85 - Forma de onda de dados na saída do circuito demodulador de dados utilizando uma taxa de transferência de dados de 28800 bits/s.
Fonte: Autoria própria.



Figura 86 - Forma de onda de dados na saída do microcontrolador da unidade sensora utilizando uma taxa de transferência de dados de 28800 bits/s.

Fonte: Autoria própria.

A Figura 88 e a Figura 89 mostram a forma de onda de dados na saída do circuito demodulador de dados e na saída do microcontrolador da unidade sensora, respectivamente, utilizando uma taxa de transferência de dados de 38400 *bits/s*.

Figura 87 -Imagens dos dados recebidos pela unidade de leitura e apresentados no terminal do computador com uma taxa de 38400 bits/s.

Fonte: Autoria própria.

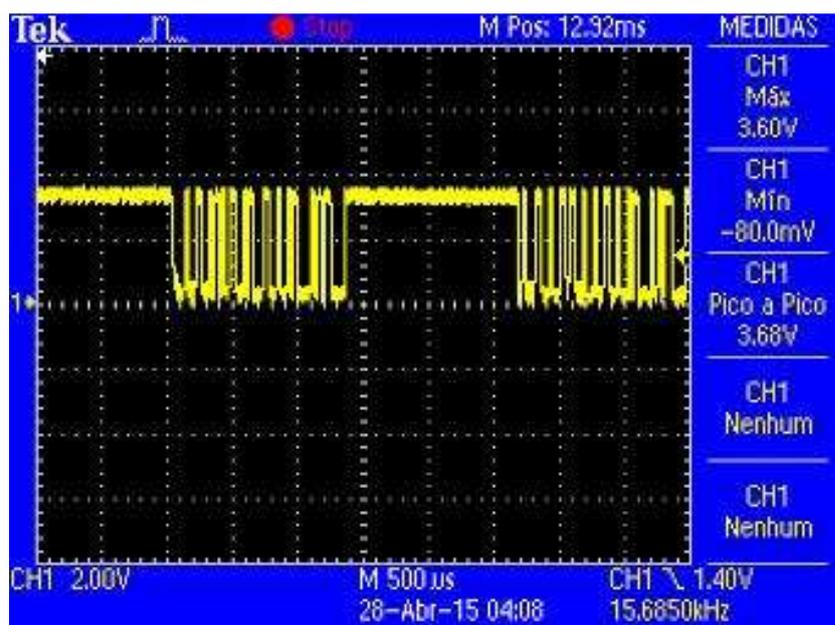


Figura 88 - Forma de onda de dados na saída do circuito demodulador da unidade de leitura utilizando uma taxa de transferência de dados de 38400 bits/s.
Fonte: Autoria própria.



Figura 89 - Forma de onda de dados na saída do microcontrolador da unidade sensora utilizando uma taxa de transferência de dados de 38400 bits/s.
Fonte: Autoria própria.