

Universidade de Brasília - UnB
Faculdade UnB Gama - FGA
Engenharia Eletrônica

**Comunicação em rádio-frequência por meio de
joystick para interface de robô cirúrgico:
Projeto CLARA**

Autor: Leonardo de Holanda Bonifácio
Orientador: Profa. Dra. Mariana Costa Bernardes Matias

Brasília, DF
2019



Leonardo de Holanda Bonifácio

**Comunicação em rádio-frequência por meio de *joystick*
para interface de robô cirúrgico: Projeto CLARA**

Monografia submetida ao curso de graduação em (Engenharia Eletrônica) da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em (Engenharia Eletrônica).

Universidade de Brasília - UnB

Faculdade UnB Gama - FGA

Orientador: Profa. Dra. Mariana Costa Bernardes Matias

Coorientador: Prof. Dr. Geovany Araújo Borges

Brasília, DF

2019

Leonardo de Holanda Bonifácio

Comunicação em rádio-frequência por meio de *joystick* para interface de robô cirúrgico: Projeto CLARA/ Leonardo de Holanda Bonifácio. – Brasília, DF, 2019-74 p. : il. (algumas color.) ; 30 cm.

Orientador: Profa. Dra. Mariana Costa Bernardes Matias

Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Brasília - UnB
Faculdade UnB Gama - FGA , 2019.

1. Engenharia Biomédica. 2. Rádio-frequência. I. Profa. Dra. Mariana Costa Bernardes Matias. II. Universidade de Brasília. III. Faculdade UnB Gama. IV. Comunicação em rádio-frequência por meio de *joystick* para interface de robô cirúrgico: Projeto CLARA

CDU 02:141:005.6

Leonardo de Holanda Bonifácio

Comunicação em rádio-frequência por meio de *joystick* para interface de robô cirúrgico: Projeto CLARA

Monografia submetida ao curso de graduação em (Engenharia Eletrônica) da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em (Engenharia Eletrônica).

Trabalho aprovado. Brasília, DF, 10 de Dezembro de 2019:

**Profa. Dra. Mariana Costa Bernardes
Matias**
Orientador

**Profa. Dra. Suélia de Siqueira
Rodrigues Fleury Rosa**
Avaliador 1

**Profa. Dra. Claudia Patricia Ochoa
Diaz**
Avaliador 2

Brasília, DF
2019

Resumo

O uso de robôs na medicina tem se tornado cada vez maior. Nos últimos anos, uma vasta base tecnológica vem sendo desenvolvida através de pesquisas na área. Isso pode ser dado devido aos diversos benefícios que a utilização da robótica em cirurgias traz, como menor dano aos tecidos, diminuição do tempo de recuperação do paciente e redução de cicatrizes. Entretanto, os robôs cirúrgicos atuais presentes no mercado são de custo elevado por conta da fabricação e manutenção internacional. Partindo desse problema, é necessário considerar alternativas viáveis para utilização de robôs no Sistema Único de Saúde Brasileiro. Considerando, também, a redução de custo possível com um sistema nacional, o objetivo desse trabalho é a construção de um sistema de comunicação sem fio entre um *joystick* e módulos transceptores de rádio frequência para ser usado na movimentação de um robô cirúrgico para procedimentos minimamente invasivos. Para isso, foi utilizado um microcontrolador com módulo transceptor de rádio-frequência, um *joystick* e um protocolo robusto para transmissão e recepção de mensagens. Como resultado, o computador central do projeto recebe os pacotes contendo as coordenadas do *joystick* e parâmetros de segurança, que serão usadas para movimentação dos motores do robô. Conclui-se, dessa forma, que o projeto é viável e pode ser utilizado de maneira segura no sistema completo, sendo uma alternativa viável ao problema apresentado.

Palavras-chaves: Engenharia Biomédica, Rádio-frequência.

Abstract

The use of robots in medicine has increased lately. In the past years, a vast technological base has been developed through researches in the area. This might be happening due to the many benefits that the use of robotics in surgeries brings, such as reduced tissue damage, reduced patient recovery time and reduced scarring. However, today's surgical robots on the market are expensive because of international manufacturing and maintenance. Based on this problem, it is necessary to consider viable alternatives for the use of robots in the Brazilian Unified Health System. Considering also the possible cost reduction with a national system, the objective of this work is the construction of a wireless communication system between a joystick and radio frequency transceiver modules to be used in the movement of a surgical robot for minimally invasive procedures. For this, a microcontroller with radio frequency transceiver module, a joystick and a robust protocol for transmitting and receiving messages were used. As a result, the project host computer receives packages containing joystick coordinates and safety parameters, which will be used to move the robot motors. Thus, it is concluded that the project is viable and can be used safely in the complete system, being a viable alternative to the presented problem.

Key-words: Biomedical Engineering, Radio-frequency.

Lista de ilustrações

Figura 1.1 – Robô cirúrgico <i>da Vinci</i> . Da esquerda para a direita: subsistema do cirurgião, da central e do retorno visual.	20
Figura 2.1 – Funcionamento de uma transmissão e recepção por Infravermelho. . . .	24
Figura 2.2 – Diagrama para blocos transmissor e receptor.	25
Figura 2.3 – Decomposição básica de um estudo sobre EMC.	29
Figura 2.4 – Relação entre técnicas de EMC e custo no desenvolvimento de um produto. Ao passo que o tempo de projeto passa, o número de técnicas disponíveis para correção visando a EMC diminui, fazendo o custo de reparação aumentar para fases finais. Tais custos podem ser instalação de componentes de mitigação, penalidades de tamanho, peso e dissipação de calor.	30
Figura 2.5 – Limites da perturbação eletromagnética radiada para equipamentos classe B do grupo 1 medidos no local de ensaio.	34
Figura 3.1 – Diagrama de blocos do projeto.	35
Figura 3.2 – Microcontrolador Adafruit Feather 32u4 Radio. A placa de desenvolvimento é utilizada para realizar as leituras necessárias e transmitir/receber os dados das mesmas com o módulo acoplado, RFM69. . . .	37
Figura 3.3 – Visão superior do Microcontrolador Adafruit Feather 32u4 Radio. Em 1, está o conector USB 2.0 micro B, utilizado para programar o módulo e carregar a bateria plugada em 2. O processador ATmega32u4 é localizado em 3. Em 4, o módulo RFM69 é integrado à placa de desenvolvimento. Em 5, é possível soldar uma antena externa.	37
Figura 3.4 – Módulo RFM69. Módulo utilizado para transmissão e recepção de pacotes.	38
Figura 3.5 – <i>Pinout</i> do RFM69. Os pinos NSS, DIO0 e RESET são usados diretamente pelo ATmega para controle do módulo. Os pinos IO1, IO2, IO3 podem ser acessados pela placa de desenvolvimento nos pinos #2, #3 e IO1. Além disso os pinos de comunicação SPI (SCK/MOSI/MISO) também são acessíveis pela Feather, como os pinos de alimentação já são diretamente conectados.	38
Figura 3.6 – Módulo <i>joystick</i>	39
Figura 3.7 – Visão inferior do <i>joystick</i> . Como é exibido na Fig. (3.8), o circuito é ligado em 3 V e no <i>ground</i> da placa. Os pinos das coordenadas são ligados às portas analógicas A0 e A1 do microcontrolador.	39
Figura 3.8 – Esquemático do bloco transmissor.	40
Figura 3.9 – Protocolo proposto.	42

Figura 3.10–Bateria utilizada.	43
Figura 3.11–Tempo de envio: com a escala de 1 ms, tem-se aproximadamente 4,1 ms para um pulso completo.	44
Figura 3.12–Diagrama para o ensaio de EMI.	46
Figura 3.13– <i>Set</i> completo para realização do ensaio no LabCert. 1: Caixa anecoica; 2: Analisador de espectro; 3: Computador com <i>software</i> instalado.	47
Figura 3.14–Interior da caixa com o equipamento posicionado.	48
Figura 3.15–Estrutura externa da caixa anecoica <i>Micronix</i> MY5310.	48
Figura 3.16–Analisador de Espectro <i>Micronix</i> MSA438E.	49
Figura 3.17–Interface do <i>software</i> MSP4310 para realização do ensaio.	50
Figura 3.18–Janela de configurações do programa. As configurações são selecionadas conforme necessidade do usuário ou por padrões de uma norma específica.	51
Figura 3.19–Configurações pré-definidas para diversas normas e classes diferentes. Os limites e parâmetros são escolhidos conforme arquivo selecionado.	52
Figura 4.1 – <i>Serial Monitor</i> do módulo receptor.	53
Figura 4.2 – Varredura de banda estreita para ensaio 1.	54
Figura 4.3 – Resultados para o ensaio 1.	54
Figura 4.4 – Varredura de banda larga para ensaio 2.	55
Figura 4.5 – Resultados para o ensaio 2.	55
Figura 4.6 – Módulos transmissor e receptor.	56
Figura 4.7 – <i>Set</i> completo do projeto, contendo os módulos e o computador utilizado para programação e visualização de resultados.	57

Lista de tabelas

Tabela 2.1 – Comparação entre os dois sistemas	24
Tabela 3.1 – Código ASCII para os caracteres usados no protocolo proposto.	43
Tabela 3.2 – Tabela de consumo médio.	45
Tabela 3.3 – Normas relacionadas ao ensaio de EMI.	46

Lista de abreviaturas e siglas

CRC	<i>Cyclic Redundancy Check</i>
WDTCR	<i>Watchdog Timer Control Register</i>
WDT	<i>Watchdog Timer</i>
SMCR	<i>Sleep Mode Control Register</i>
LED	<i>Light-Emitting Diode</i>
AESOP	<i>Automated Endoscopic Surgical Optimal Positioning</i>
MIS	<i>Minimally Invasive Surgery</i>
LD	<i>Laser Diode</i>
IR	<i>Infra Red</i>
SUS	Sistema Único de Saúde
EMC	<i>Electromagnetic Compatibility</i>
RF	Rádio-Frequência
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
EEM	Equipamento Eletromédico
EM	Eletromédico
FAR	<i>Fully Anechoic Room</i>
OATS	<i>Open Area Test Site</i>
CSA	Câmara Semi Anecoica

Lista de símbolos

V Volts

Hz Hertz

Sumário

1	INTRODUÇÃO	19
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	23
2.1	Modalidades de Comunicação Remota	23
2.2	Robôs Cirúrgicos e Comandos	25
2.3	Requisitos de Protocolos e Transmissões	26
2.4	Compatibilidade Eletromagnética	28
2.5	Normas Brasileiras para equipamentos eletromédicos	30
3	METODOLOGIA	35
3.1	Hardware Selecionado	35
3.1.1	Adafruit Feather 32u4 Radio	35
3.1.2	Módulo RFM69	36
3.1.3	<i>Joystick</i>	38
3.2	Coleta de Dados	39
3.2.1	Bloco Transmissor	40
3.2.2	Bloco Receptor	41
3.3	Protocolo Proposto	41
3.4	Power Saving	43
3.5	Ensaio de Compatibilidade Eletromagnética	45
3.5.1	Caixa Anecoica	46
3.5.2	Analisador de Espectro	47
3.5.3	<i>Software</i> e Procedimento	48
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	53
4.1	Resultados	53
4.2	Análise de Resultados	55
5	CONCLUSÃO	59
	REFERÊNCIAS	61
	ANEXOS	65
	ANEXO A – CÓDIGO DO BLOCO TRANSMISSOR	67

ANEXO B – CÓDIGO DO BLOCO RECEPTOR 73

1 Introdução

Nos últimos tempos, robôs têm aparecido mais frequentemente na sala de cirurgia. Tecnologia robótica é regularmente usada para manipular endoscópios ou para guiar instrumentos para tumores em cirurgias cerebrais. Uma explicação para essa aplicação estar crescendo dessa forma é a vasta base tecnológica que é desenvolvida através de pesquisas em robótica realizadas nos últimos 30 anos (HOWE; MATSUOKA, 1999).

Fatores como fadiga ou pressão psicológica causadas pela operação podem comprometer a habilidade do cirurgião de segurar os instrumentos. Em particular, a força do pulso do médico diminui ao longo do processo e o endoscópio pode tocar uma víscera, precisando, assim, limpar o dispositivo. Além disso, por o endoscópio não ser segurado por uma mão firme, pode haver falta de estabilidade na imagem de vídeo. Todas essas situações podem, sem necessidade, aumentar o tempo necessário para realizar um procedimento cirúrgico (MUNOZ et al., 2000).

Nesse sentido, (MUNOZ et al., 2000) diz que técnicas de endoscópio, tanto para tarefas cirúrgicas quanto para diagnósticos, são campos apropriados para aplicação de novos procedimentos envolvendo engenharia robótica. Nesses processos, chamados de minimamente invasivos, o cirurgião utiliza o retorno visual da câmera conectada ao endoscópio como auxílio para exploração das estruturas anatômicas do paciente.

A cooperação humano-robô se mostrou ser uma boa escolha para mitigar diversos problemas robóticos avançados, visto que une o melhor de cada um. Cirurgias minimamente invasivas, MIS, já se tornaram um processo comum ultimamente. Novos procedimentos com endoscópio estão sendo investigadas para aumentar os benefícios tanto para o cirurgião quanto para o paciente. Esses benefícios são: menor dano a tecidos próximos, menor tempo de recuperação pós-cirurgia e diminuição de cicatrizes (CASALS, 2015).

Alguns sistemas comerciais que realizam esses procedimentos já foram desenvolvidos e estão sendo aprimorados. (BEASLEY, 2012) faz um estudo breve das seguintes opções: *Zeus*, *da Vinci*, *FreeHand* e *Telelap ALF-X*. Apesar da boa qualidade, esses modelos são soluções internacionais, o que eleva seu custo por conta da fabricação e manutenção em outros países.

Nessa perspectiva, é necessário avaliar alternativas viáveis para o uso desses robôs no Sistema Único de Saúde do Brasil, o SUS. Considerando a redução de custo considerável a partir da fabricação de um sistema mais específico e nacional, esse projeto tem como objetivo desenvolver e implementar um sistema de comunicação sem-fio entre um *joystick* e módulos transceptores de rádio-frequência. Esse sistema será usado em um robô voltado para realização de procedimentos cirúrgicos de laparoscopia, sobretudo para manipulação

de endoscópio. A construção desse robô está sendo feita pelo Laboratório de Automação e Robótica, LARA, na Universidade de Brasília. O nome do projeto é CLARA, financiado pelo Ministério da Saúde, e terá custo reduzido, beneficiando e atendendo à demanda do SUS.

Na Figura (1.1), é exibido o sistema *da Vinci*, composto de três partes principais: do cirurgião, da central com os braços e do retorno visual. No subsistema do cirurgião, ele tem um monitor exibindo as imagens da câmera de algum braço e, partir delas, executa movimentos em um manipulador de *joystick*. Tais movimentos são enviados à central que atua com os braços robóticos no paciente. Na última parte, as mesmas imagens são exibidas para os outros possíveis envolvidos no procedimento cirúrgico. O projeto final, que engloba esse trabalho e outros componentes, deve ter funcionamento semelhante ao sistema *da Vinci*.



Figura 1.1 – Robô cirúrgico *da Vinci*. Da esquerda para a direita: subsistema do cirurgião, da central e do retorno visual.

Para atingir o objetivo de desenvolvimento do sistema, são necessárias etapas intermediárias de trabalho. São elas:

- I. Decidir qual *hardware* deve ser usado de acordo com requisitos da aplicação;
- II. Estabelecer a comunicação entre módulos transceptores e *joystick*;
- III. Desenvolver protocolos que aumentam a confiabilidade e integridade do processo de envio e recepção de mensagens;

- IV. Refinar o sistema, criando rotinas de economia de bateria;
- V. Realizar ensaios de compatibilidade eletromagnética visando verificar a conformidade do projeto com a norma vigente.

O trabalho é, então, composto por 5 capítulos: Introdução; Fundamentação Teórica; Metodologia; Resultados e Discussões e, por fim, Conclusão.

No capítulo 1, o assunto tratado é contextualizado e problematizado para, assim, criar uma justificativa para a produção do mesmo. A seguir, os objetivos gerais e específicos são definidos para solução do problema e, ao leitor, é apresentada a estrutura geral do trabalho.

Na fundamentação teórica, os conceitos essenciais para melhor compreensão do projeto são abordados. Nela, é feita uma breve explicação sobre os assuntos: Modalidades usadas na comunicação remota, como emissão de ondas infravermelho ou em rádio-frequência; Robôs Cirúrgicos e Comandos; Requisitos de Protocolos e Transmissões; Compatibilidade Eletromagnética e Normas Brasileiras para Equipamentos Eletromédicos.

Na metodologia, capítulo 3, é explicado qual foi o processo para se chegar aos objetivos explicitados na introdução. Nesse capítulo, os dispositivos são selecionados e mostrados segundo requisitos definidos pela aplicação, assim como a lógica de obtenção de dados entre os módulos transceptores e *joystick*, e quais rotinas de segurança, confiabilidade e economia de energia foram utilizadas. Em seguida, é feita uma explicação sobre os ensaios realizados a fim de aumentar a confiança do projeto e que são necessários para homologação e produção do mesmo.

A penúltima seção tem como conteúdo os resultados atingidos. O pacote enviado é mostrado na porta serial do módulo receptor com o protocolo proposto. Da mesma forma, é exibido o alcance e autonomia de bateria, assim como imagens do módulo finalizado e resultados do ensaio de interferência eletromagnética.

Por fim, é feita uma breve conclusão das atividades realizadas no trabalho proposto.

2 Fundamentação Teórica

Neste capítulo, são tratados os tópicos teóricos necessários para melhor compreensão do trabalho. A primeira seção apresenta as modalidades de comunicação e controle remoto, tais como rádio-frequência e emissão de ondas infravermelho. Na segunda seção, é explicado o uso de robôs cirúrgicos em procedimentos médicos. Na seção 3, são apresentados os requisitos para protocolos e transmissões. A seção 4 explica conceitos básicos de compatibilidade eletromagnética. Por fim, na última seção, são apresentadas as normas de regulação para equipamentos eletromédicos, que tratam de requisitos gerais para segurança e desempenho desses produtos.

2.1 Modalidades de Comunicação Remota

Nos últimos anos, tem havido um crescente interesse em comunicações sem-fio para aplicações em espaços interiores e exteriores. O alto custo de reconfigurar e de manter redes com-fio faz da rede sem-fio uma alternativa econômica e flexível. Ultimamente, duas principais tecnologias de transmissão tem sido usadas para comunicação em interiores: rádio-frequência (RF) e infravermelho (IR) (RAMIREZ; GREEN, 1999).

Segundo (CARRUTHERS, 1997), comunicação sem-fio infravermelho refere-se ao uso do espaço livre para propagação de ondas de luz perto da faixa infravermelho (700 nm até 1 mm) como meio de transmissão para comunicação. Um transmissor ou fonte converte um sinal elétrico para um sinal óptico. Os dois dispositivos mais apropriados para essa função são o *light-emitting diode*, LED, e o semicondutor *laser diode*, LD. O fator mais importante a se considerar na escolha do comprimento de onda da transmissão é a disponibilidade de fontes e detectores efetivos e de baixo custo. Os LEDs tem, naturalmente, um padrão mais largo de transmissão e raios de luz muito menores que o LD, trazendo mais segurança ao olho humano. Os receptores ou detectores são dispositivos que convertem potência óptica para corrente elétrica detectando o fluxo de fóton incidente em sua superfície. A Figura (2.1) exemplifica esse funcionamento. Os fotodiodos de silicone são ideais para comunicação infravermelho devido à sua eficiência quântica nessa banda e seu baixo custo. Outro fator a se considerar são as fontes de ruído ou empecilhos: luz do sol, lâmpadas incandescentes e obstáculos físicos podem causar variação na corrente recebida ou impedir a propagação dos raios infravermelho.

De acordo com (ELLINGER, 2008), um transceptor sem-fio genérico consiste de um transmissor, um receptor e um canal de ar. O transmissor é feito da fonte de dados, um codificador de sinal, a parte de frente de transmissão e uma antena. Na ordem contrária, o receptor envolve uma antena, a parte de frente de recepção, um decodificador de sinal e

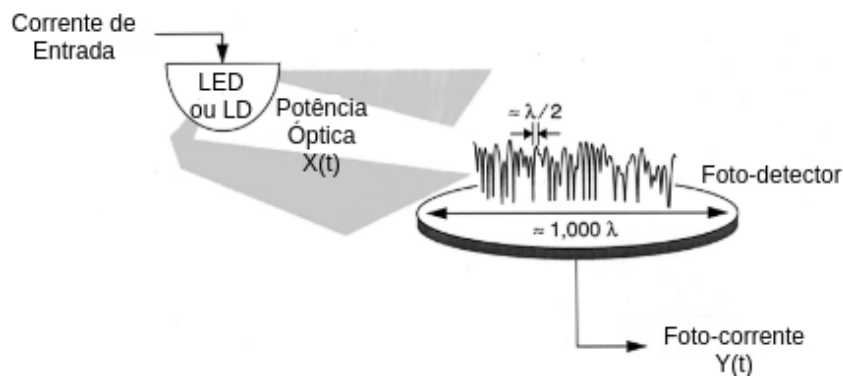


Figura 2.1 – Funcionamento de uma transmissão e recepção por Infravermelho.

interface de dados. A Figura (2.2) exhibe essa estrutura. Para estabelecer uma transmissão controlada, esses sistemas modulam o sinal em uma portadora com frequência exclusiva. Assumindo que nenhum outro sistema opera na mesma frequência, o transmissor pode emitir em alta potência no canal de ar, sem perturbação de outros sinais, idealmente. A comunicação por RF opera em diversas bandas de frequência. Quanto maior esse número, maior a demanda e custo para as tecnologias contratadas. Essa faixa vai de 0,8 GHz até 110 GHz.

(KAHN; BARRY, 2014) faz uma comparação entre os dois sistemas, resumida na Tabela (2.1). Segundo ele, para comunicações de baixo para médio alcance em ambientes internos, a emissão de radiação infravermelho tem diversas vantagens sobre a de rádio. Além do baixo custo, o infravermelho oferece regiões do espectro que não são reguladas em todo o mundo. A rádio frequência é menos suscetível a interferências naturais, como luz, mas pode ser interceptada por outros usuários ou outros sinais. A emissão de infravermelho, por outro lado, não atravessa paredes, o que limita sua transmissão.

Aspecto	RF	IR	Consequência
Banda regulada	Sim	Não	Compatibilidade mundial IR
Passa por paredes	Sim	Não	Maior cobertura e mobilidade RF, mais segurança IR
Ruído dominante	Outros usuários	Luzes	Menor segurança RF, alcance limitado IR,
Entrada de sinal	Amplitude	Potência	Dificuldade pra ambientes externos IR

Tabela 2.1 – Comparação entre os dois sistemas

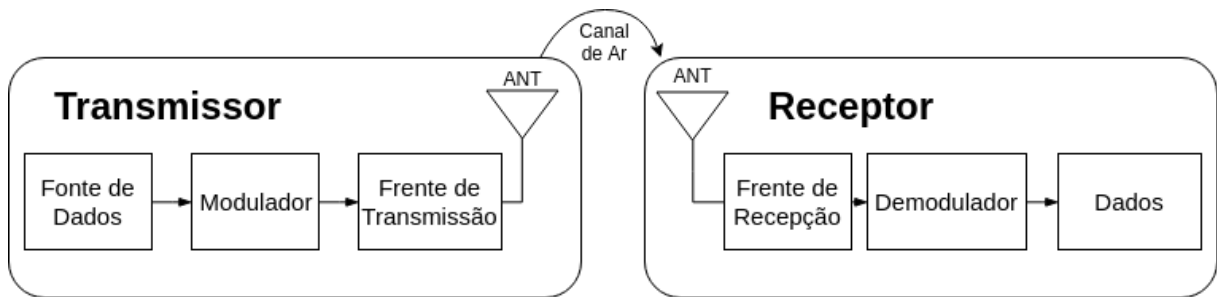


Figura 2.2 – Diagrama para blocos transmissor e receptor.

2.2 Robôs Cirúrgicos e Comandos

De acordo com (BEASLEY, 2012), a robótica médica tem causado uma mudança no paradigma das terapias. O crescimento rápido nessa vertente é dado por uma combinação de melhorias tecnológicas, avanços no uso de imagens em procedimentos médicos e um aumento na aceitação cirurgião/paciente tanto para assistência robótica quanto para procedimentos laparoscópicos.

É possível implicar, segundo (BEASLEY, 2012), que robôs são geralmente indicados para tarefas que requerem movimentos programáveis, particularmente aqueles que devem ser rápidos, precisos e/ou através de articulações complexas. Tais funcionalidades são parecidas com a de um cirurgião, porém o robô é diferenciado por um mecanismo controlado por computador, com sensoriamento e movimentos reprogramáveis. Além disso, a intenção geral é que tais robôs não devem substituir o cirurgião, mas assistir-lo sob sua supervisão (DAVIES, 2000). Uma forma de o robô ajudar o médico é fazendo movimentos repetitivos automaticamente, poupando o cirurgião de tarefas cansativas, posicionando ferramentas de forma muito precisa em um local definido ou movimentando-as com micro movimentos através de um caminho complexo.

Nos últimos tempos, a laparoscopia tem sido inexoravelmente integrada na prática urológica (NGUAN; GIRVAN; LUKE, 2008). Entretanto, o caminho para domínio de procedimentos laparoscópicos envolve uma curva longa de aprendizado, o que pode desencorajar alguns estudantes (PRASAD et al., 2002). Com o advento da tecnologia, os robôs cirúrgicos se tornaram uma solução viável para as cirurgias minimamente invasivas, do inglês, *Minimally Invasive Surgeries* (MIS) (Douglas Boyd et al., 2000). Entre os benefícios do uso de robôs no procedimento tradicional da laparoscopia estão o aumento de graus de liberdade, eliminação de tremores, visualização 3D, entre outros (WEBSTER et al., 2005). Para (BEASLEY, 2012), a laparoscopia reduz os traumas do paciente significativamente e também o tempo de estadia no hospital, a custo de maior complexidade na tarefa cirúrgica.

Segundo (DAVIES, 2000), tradicionalmente, na laparoscopia, o cirurgião utiliza

um assistente que move a câmera e tenta antecipar o que o médico quer ver. Entretanto, o ambiente apertado e a inabilidade de prever os desejos do cirurgião transformam o procedimento em uma tarefa complicada. Para isso, robôs comerciais tem sido desenvolvidos para realizar tal procedimento. De maneira geral, os comandos enviados aos robôs para controle da câmera podem ser enviados através de um pedal, movimentos da cabeça ou até por voz.

([BEASLEY, 2012](#)) diz que em 1995, a empresa *Computer Motion* juntou o conceito de braço AESOP, *Automated Endoscopic Surgical Optimal Positioning Arm*, e dois braços robóticos para criar o sistema *Zeus*. Ele é composto de um telemanipulador assistido por computador remotamente, com braços robóticos interativos. Segundo ([VAZE, 2002](#)), o sistema consiste de três componentes: um *console* para o cirurgião, três braços robóticos e o computador controlador. Sentado, o cirurgião controla as alças robóticas. Os movimentos são precisamente filtrados para o computador, que transmite-os para os braços e instrumentos, que realizam os movimentos.

O *da Vinci* é um sistema tele-operado, desenvolvido pela Intuitive Surgical Inc. Para evitar litígio e para combinação de esforços para um produto melhor e mais eficiente, as companhias Intuitive Surgical Inc e *Computer Motion* se fundiram em 2003, descontinuando o *Zeus*, em favor do *da Vinci* ([INTUITIVE SURGICAL INC, 2003](#)). Sua estrutura é mais desenvolvida, contendo quatro braços robóticos, ferramentas que possibilitam até sete graus de liberdade na cavidade abdominal e telas separadas para mostrar o vídeo, em 3D, de cada endoscópio. Outros sistemas utilizados no mercado são o *FreeHand* e o *Telelap ALF-X* ([BEASLEY, 2012](#)).

2.3 Requisitos de Protocolos e Transmissões

Segundo ([FOROUZAN, 2006](#)), a palavra telecomunicações quer dizer "comunicação a longas distâncias". O termo dados refere-se à informação apresentada em qualquer forma onde concordem as partes: a que originou e a que fará uso de dados.

Comunicação de dados é troca de informação entre dois dispositivos através de alguma forma de meio de comunicação, como um par de fios ou uma antena. Para que tal processo seja efetivo, os dispositivos de comunicação devem fazer parte de um sistema feito a partir da combinação de *hardware* e *software*. A eficiência desse sistema depende de três características:

- Entrega: O sistema deve entregar os dados ao destinatário correto e eles devem ser recebidos apenas pelo usuário de destino.
- Confiabilidade: A entrega de dados deve ser garantida. Dados modificados ou corrompidos não tem utilização.

- Tempo de Atraso: O sistema deve entregar os dados em tempo definido e predeterminado.

Nesse sentido, um sistema básico de comunicação é composto de alguns elementos: mensagem, transmissor, receptor, meio de transmissão e protocolo.

Ainda segundo o autor, protocolo é um conjunto de regras que governa a comunicação de dados. Ele representa um acordo entre os dispositivos que se comunicam. Sem o protocolo, dois equipamentos podem estar conectados, mas sem comunicação entre si.

De acordo com (GALLO; HANCOCK, 2003), um protocolo é uma especificação formal que define como os dispositivos devem "se comportar" uns com os outros. Dentre outras coisas, os protocolos definem formatação, integridade e transmissão de dados. Sem uma ligação, não se pode compartilhar informação entre membros de um sistema. Sem uma linguagem específica, a comunicação não pode ser entendida. Sendo assim, a ligação fornece um ambiente para comunicação, enquanto a linguagem garante entendimento. Finalmente, um protocolo especifica o vocabulário e regras para comunicação de dados.

(FOROUZAN, 2006) explica que os elementos chave de um protocolo são:

- Sintaxe: estrutura ou formato dos dados e a ordem em que são apresentados. Por exemplo, um primeiro *byte* especifica o endereço de origem, enquanto o segundo o endereço destino e o resto dos dados, o conteúdo da mensagem ou da informação propriamente dita.
- Semântica: significado de cada conjunto ou seção de *bits*. A semântica define como um padrão particular será interpretado e que ação tomar baseada nessa interpretação.
- Temporização: quando os dados devem ser enviados e quão rápido eles podem ser enviados. Se as duas características não estiverem ligadas, uma transmissão errada pode sobrecarregar o receptor, podendo haver perda de dados.

Preâmbulo é uma sequência pré definida de *bytes* que delimita o início de um pacote. Em redes *Ethernet*, por exemplo, são 7 *bytes* de valor 10101010 e o último byte de valor 10101011. Essa sequência não é oficialmente contada como parte do pacote, mas seu uso em um protocolo auxilia no ajuste de sincronismo no receptor para a mensagem que será recebida, dando mais robustez e confiabilidade ao sistema.

CRC, *Cyclic Redundancy Check*, é uma técnica de verificação de erros que baseia-se na divisão binária. No final do bloco de dados do transmissor, uma sequência de *bits*, chamados de *bits* de redundância, é adicionada. Essa sequência é o resto da divisão do pacote por um divisor binário pré determinado. No bloco receptor, o bloco de dados, agora

com os *bits* CRC no final, é dividido pelo mesmo número binário. Tal bloco será considerado intacto e aceito se não houver resto nessa divisão, ou seja, se o resto for nulo. Esse método é muito eficiente na detecção de erros se as regras necessárias forem utilizadas.

2.4 Compatibilidade Eletromagnética

Com o advento da tecnologia, a quantidade de equipamentos eletrônicos usados para comunicação, computação, automação cresceu de forma considerável e, com isso, a necessidade deles operarem próximos, de forma funcional, também. Como os circuitos estão cada vez menores e mais sofisticados, mais dispositivos estão presentes em um menor espaço, com frequências de *clock* cada vez maiores. Com isso, a preocupação com a interferência eletromagnética, em inglês, EMI, é indispensável em um projeto eletrônico. Os *designers* de circuito precisam planejar não só a operação normal do produto, mas também sua compatibilidade no mundo real, com outros equipamentos que o mesmo estará em contato futuramente (OTT, 2009).

Segundo (PAUL, 2006), um equipamento que consegue funcionar compativelmente com outros sistemas eletrônicos sem produzir ou ser suscetível a interferência é chamado de eletromagneticamente compatível. Para atingir a compatibilidade eletromagnética (EMC), então, o mesmo deve satisfazer três critérios:

1. Não causar interferência em outros sistemas;
2. Não ser susceptível à emissão de outros sistemas;
3. Não causar interferência a si mesmo.

De acordo com (SOARES, 2013), um sistema é eletromagneticamente compatível quando este é imune a sinais interferentes presentes no seu ambiente de operação e também não é fonte de interferência eletromagnética.

Projetar para atingir a EMC não é importante apenas para a *performance* de funcionalidade do produto, o dispositivo deve, legalmente, atingir os requisitos estabelecidos de cada país antes de ser vendido ou utilizado comercialmente (PAUL, 2006).

Considerando tais aspectos, o estudo e entendimento do processo de projeto visando a EMC é uma parte fundamental na base de um engenheiro eletricista ou eletrônico, por exemplo.

Os três fatores mais importantes ao almejar a EMC são a geração, transmissão e recepção de energia eletromagnética. Como ilustra a Fig. (2.3), uma fonte produz um sinal de emissão, que é transmitido através de um caminho de acoplamento e posteriormente recebido e processado por um receptor. A interferência só ocorre se o receptor reagir de

forma não desejada (PAUL, 2006). Transmissão ou recepção de energia não-intencional não necessariamente é prejudicial a um sistema. De fato, a quantidade de energia é que pode determinar se um determinado dispositivo vai ser prejudicado ou não pela sua recepção. Sendo assim, a amplitude do sinal transmitido, sua potência, é um fator determinante na sua possibilidade de interferência em um sistema.

Dessa forma, três maneiras eficientes de prevenir interferência são:

1. Suprimir a emissão na sua fonte;
2. Tornar o caminho de transferência o menos eficiente possível;
3. Tornar o receptor menos susceptível à emissão.



Figura 2.3 – Decomposição básica de um estudo sobre EMC.

O autor (OTT, 2009) explica que susceptibilidade é a capacidade de um dispositivo ou circuito de responder a ruído, energia eletromagnética. O oposto disso é a imunidade, que seu nível determina uma margem de segurança para um dispositivo operar, na presença de interferência, sem se degradar. De certa forma, a susceptibilidade é considerada auto-reguladora: se um produto é muito susceptível, seu funcionamento falho é facilmente percebido e assim, seu uso é suspenso ou substituído. A emissão, entretanto, é mais difícil de visualizar, visto que o equipamento emissor não necessariamente pode sofrer com alterações de nível advindas dele mesmo. O estudo da emissão auxilia na identificação do potencial de causa de interferência de um produto e o controle dela permite a limitação da energia eletromagnética de um ambiente e dos produtos que nele operam.

A engenharia de compatibilidade eletromagnética pode ser encarada de duas formas: pela abordagem de crise ou pela abordagem de sistemas. Na primeira opção, o projetista procede com total descaso com a EMC até que o protótipo esteja quase funcional ou, ainda pior, que problemas de campo revelem empecilhos relacionados a isso. Soluções implementadas posteriormente, em estágios tardios do projeto, são, geralmente, caras e inconsistentes. A segunda abordagem considera a EMC ao longo do projeto: o projetista antecipa problemas no início do processo, encontra outras dificuldades em fase inicial e faz testes assim que possível. Dessa forma, a EMC se torna uma parte integral do *design* elétrico, de *software* e até mecânico do projeto. Essa abordagem é a mais desejável e de custo efetivo (OTT, 2009).

Segundo o mesmo autor, se as técnicas de EMC e supressão de ruído são consideradas quando o equipamento está sendo projetado, as ações de mitigação são usualmente

mais simples e diretas. Quando o processo é encarado dessa forma, o projetista pode eliminar cerca de 90% de problemas em potencial antes da fase final de teste. Um sistema sem consideração à EMC vai quase sempre apresentar problemas quando os testes se iniciarem. A busca e implementação de soluções tardias geralmente envolve a adição de componentes extras ou custos de engenharia e testes, o que torna o produto mais caro em fases finais. A Fig. (2.4) exibe a correlação da ciência de EMC e o custo durante o desenvolvimento de um produto.

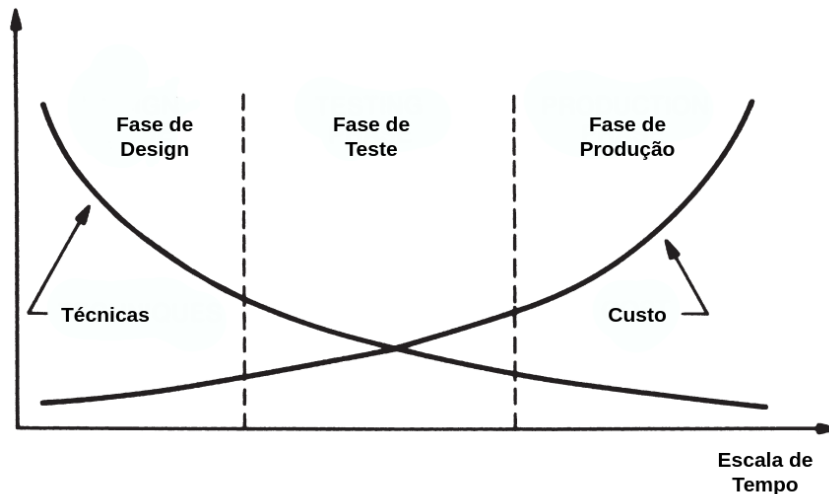


Figura 2.4 – Relação entre técnicas de EMC e custo no desenvolvimento de um produto. Ao passo que o tempo de projeto passa, o número de técnicas disponíveis para correção visando a EMC diminui, fazendo o custo de reparação aumentar para fases finais. Tais custos podem ser instalação de componentes de mitigação, penalidades de tamanho, peso e dissipação de calor.

2.5 Normas Brasileiras para equipamentos eletromédicos

O mercado mundial de materiais, aparelhos e equipamentos médicos atingiu 325 bilhões de dólares em 2011, apresentando forte tendência de crescimento nos países emergentes (FILHO; WEISS; GOEBEL, 2015). Com o crescente uso de equipamentos tecnológicos na medicina, sejam robôs cirúrgicos ou ferramentas, aumenta também a preocupação com a segurança de utilização desses instrumentos no ambiente hospitalar.

Fatores como falhas de desempenho, picos de energia, perda de comunicação, interferência, fuga de corrente podem ser perigosos para o paciente e quem opera o dispositivo. Com o intuito de padronizar e aumentar a segurança de equipamentos eletromédicos, ou EEM, surgem as certificações de qualidade.

A publicação da Instrução Normativa nº 8, de 8 de Julho de 2009, da ANVISA, tornou compulsória as normas técnicas e suas emendas para todo equipamento eletromédico sob regime da Vigilância Sanitária a fim de garantir a qualidade, segurança, eficácia

desses instrumentos para proteger a saúde do consumidor. Conforme inciso VIII do Art. 39 da Lei nº 8.078 de 11 de setembro de 1990 - Código de Defesa do Consumidor (CDC), é vedado ao fornecedor colocar no mercado qualquer produto ou serviço em desacordo com as normas expedidas pelo órgãos oficiais competentes ou pela Associação Brasileira de Normas Técnicas, ABNT. Assim, ficou acertado que qualquer equipamento eletromédico deve atender as prescrições especificadas na sua norma para obter a certificação de conformidade, de acordo com sua categoria.

Para equipamentos eletromédicos, a norma geral é a ABNT NBR IEC 60601-1-1, de requisitos gerais para segurança básica e desempenho essencial, que são aplicados genericamente. Para tipos específicos de EEM, tais requisitos são suplementados ou modificados pelos requisitos especiais de uma norma colateral ou particular. Quando uma norma particular existe, a norma geral não deve ser utilizada sozinha (ABNT, 2016). As normas colaterais relacionadas a esse tipo de equipamento têm o nome de ABNT NBR IEC 60601-1- x , onde x é a parte que define um tipo específico dentro da categoria geral eletromédica. As normas colaterais são aplicáveis a um subgrupo de um EEM (equipamento radiológico ou eletromagnético, por exemplo) ou a uma característica específica de todos os equipamentos eletromédicos que não está contemplada nessa norma.

Como explicitado anteriormente, a norma geral tem como objetivo especificar requisitos gerais e servir como base para normas particulares. Quanto a requisitos gerais, a norma especifica condições para cada tópico importante:

- Condições para aplicação de requisitos: a menos que especificado, os requisitos devem ser aplicados em utilização normal em condição razoavelmente previsível de má utilização;
- Gerenciamento de risco: o processo deve ser feito em conformidade com a ABNT NBR ISO 14971, especificando condições de falha, determinação de riscos aceitáveis e residuais;
- Desempenho essencial: o fabricante deve identificar quais funções do equipamento EM são de desempenho essencial. Se especificado que tal desempenho deve ser mantido após um ensaio em particular, o mesmo deve ser verificado por inspeção ou ensaio funcional;
- Vida útil: o fabricante deve declarar a vida útil esperada no arquivo de gerenciamento de risco.

Além dos tópicos exibidos, a norma tem outros requisitos para entrada de alimentação, componentes do equipamento, condições anormais etc.

Nas seções seguintes, são especificadas regras em relação à fonte de alimentação, construção, componentes e montagem geral, além de sinalização no equipamento.

Na norma colateral ABNT NBR IEC 60601-1-2, são tratados os requisitos específicos para equipamentos eletromédicos em relação a perturbações eletromagnéticas. A norma determina níveis de ensaio de imunidade, sendo os mesmos baseados em níveis máximos razoavelmente previsíveis nos ambientes de utilização destinada do equipamento (ABNT, 2017).

Na seção 3, são introduzidas definições essenciais para o entendimento da norma:

- Compatibilidade eletromagnética: capacidade em um sistema eletromédico, ou sistema EM, de funcionar satisfatoriamente em seu ambiente EM sem introduzir perturbações eletromagnéticas intoleráveis a nada naquele ambiente;
- Perturbação eletromagnética: qualquer fenômeno eletromagnético que possa degradar o desempenho de um dispositivo, equipamento ou sistema;
- Emissão eletromagnética: fenômeno pelo qual a energia eletromagnética emana de uma fonte;
- Imunidade (a uma perturbação): capacidade de um EEM de funcionar satisfatoriamente sem ocorrência de degradação na presença de uma perturbação eletromagnética;
- Rádio-Frequência: frequência na porção do espectro eletromagnético que está entre a porção de frequência de áudio e porção do infravermelho. Frequência útil para transmissão de rádio.

A seção 6 tem relação com a documentação dos ensaios. De forma geral, a documentação deve conter todas as informações necessárias para facilitar o planejamento (plano de ensaio) e a execução (relatório) dos ensaios de forma adequada, para que estes possam ser facilmente reproduzidos. O plano informa, detalhadamente, como o ensaio será realizado. O mesmo é fornecido ao laboratório responsável por realizá-lo. No relatório, devem estar contidas informações como nome e local da instalação de ensaio, nomes e funções das pessoas realizando o relatório, descrição do equipamento sob teste, descrição do desempenho essencial, utilização destinada e ambientes pretendidos.

A sétima seção faz referência aos requisitos sobre emissões eletromagnéticas para equipamentos eletromédicos. A menos que seja especificado de outra forma, tais equipamentos devem atender à norma ABNT NBR/IEC CISPR 11. A mesma especifica limites de emissão de perturbações eletromagnéticas de acordo com a classe e grupo a que pertence e com o ambiente onde o ensaio é realizado (ABNT, 2019):

Em relação ao grupo, um equipamento pode ser classificado em:

- Grupo 1: contém todos os equipamentos do escopo que não estão classificados como grupo 2. Exemplos: sistemas EM de tomografia computadorizada, equipamento para medicina nuclear, equipamento EM de ultrassom diagnóstico, aparelhos de anestesia, entre outros.
- Grupo 2: contém todos os equipamentos do escopo em que a energia de RF é intencionalmente gerada e utilizada para o tratamento de material ou com fins de inspeção/análise. Exemplos: sistemas EM para diagnóstico por imagem de ressonância magnética, equipamentos EM de hipertermia, equipamentos EM de diatermia etc.

Em relação à classe:

- Classe A: equipamentos adequados para utilização em todos os locais que não sejam aqueles localizados em ambientes residenciais e aqueles diretamente conectados à rede de alimentação elétrica de baixa tensão que alimenta os edifícios utilizados com finalidade de moradia (domésticos);
- Classe B: equipamentos adequados para utilização em locais no ambiente residencial e em estabelecimentos conectados diretamente à rede de alimentação elétrica de baixa tensão que alimenta os edifícios utilizados com finalidade de moradia.

Após classificação de grupo e classe, é necessário classificar o tipo de ambiente para determinar o limite ([ABNT, 2019](#)):

- Sala Totalmente Anecoica (FAR): ambiente blindado, no qual as superfícies internas são revestidas com material de absorção de energia de radiofrequência (por exemplo, absorvedores de RF), que absorve energia eletromagnética na faixa de interesse;
- Local de ensaio em área aberta (OATS): instalação utilizada para medição de campos eletromagnéticos com intenção de simular um ambiente de semiespaço livre em uma faixa de frequência especificada que é usada para ensaios de emissão radiada de produtos;
- Câmara Semi-Anecoica: ambiente blindado, no qual cinco das seis superfícies internas são revestidas com material de absorção de energia de radiofrequência (por exemplo, absorvedores de RF) que absorve energia eletromagnética na faixa de frequência de interesse, e a superfície horizontal é um plano terra condutivo para uso com montagem de ensaio de OATS.

Por fim, são determinados os limites de acordo com a classe, grupo e ambiente. A Tabela (2.5), retirada de (ABNT, 2019), exhibe os limites para equipamentos do grupo 1, classe B.

Faixa de frequências MHz	OATS ou CSA		FAR
	Distância de medição 10 m	Distância de medição 3 m ^a	Distância de medição de 3 m ^{a,b}
	Quase pico dB(μ V/m)	Quase pico dB(μ V/m)	Quase pico dB(μ V/m)
30 – 230	30	40	42 Decrescendo linearmente com o logaritmo da frequência para 35
230 – 1000	37	47	42

Figura 2.5 – Limites da perturbação eletromagnética radiada para equipamentos classe B do grupo 1 medidos no local de ensaio.

3 Metodologia

Neste capítulo, é explicado como funciona cada parte do Diagrama de Blocos (Fig. 3.1) do projeto e sua integração completa para o projeto. Sua aparência é similar à de um bloco transceptor genérico (Fig. 2.2). Para o bloco transmissor, a fonte de dados é o *joystick*; o módulo responsável pela modulação e transmissão de dados é o próprio RFM69, módulo transceptor de RF da empresa *HopeRF Electronic*; para alimentação, tem-se como entrada a bateria e, para *feedback* do usuário, uma saída em LED para indicação de funcionamento. No bloco receptor, outro módulo RFM69 recebe e demodula a mensagem e envia os dados de coordenadas, protocolos e nível da bateria para a porta serial.

Ao final desse desenvolvimento, será possível saber quais placas e módulos foram selecionados, como os dados foram obtidos e enviados, e as rotinas e protocolos que possibilitaram a otimização do mesmo, além do procedimento realizado de compatibilidade eletromagnética que verifica os níveis de interferência do equipamento.

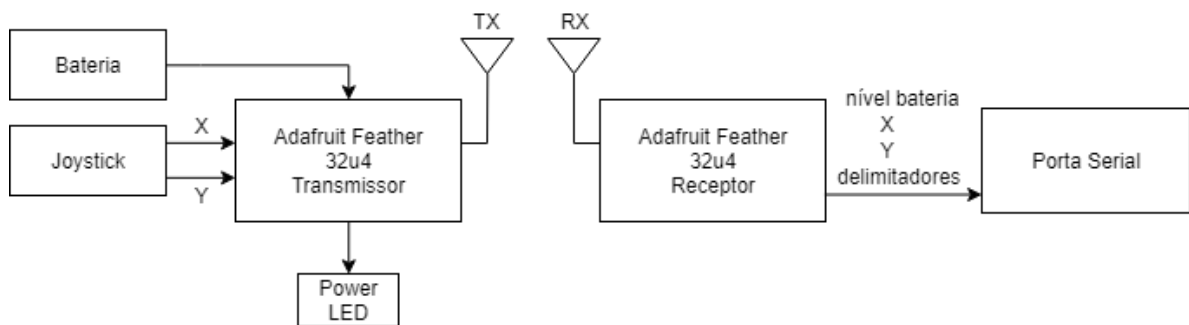


Figura 3.1 – Diagrama de blocos do projeto.

3.1 Hardware Selecionado

3.1.1 Adafruit Feather 32u4 Radio

O componente principal usado no desenvolvimento do projeto é o *Adafruit Feather 32u4*, um microcontrolador com transceptor de rádio. Excelente para redes sem-fio, com mais flexibilidade que *Bluetooth Low Energy* e sem os requerimentos de alto consumo da rede *WiFi* (ADA, 2016), o módulo dispõe de entrada USB e carregador de bateria interno.

A *Feather 32u4* (Fig. 3.2) utiliza o processador ATmega32u4, com clock de 8 MHz, 32 KB de memória *flash*, 2 KB de memória RAM, que garante alta performance do sistema. Acoplado à placa do microcontrolador, está presente, também, o módulo transceptor

RFM69HCW, que é utilizado na transmissão e recepção dos pacotes de mensagem do projeto. Ele é tratado com mais detalhes na próxima seção.

Um fator importante na escolha do *hardware* foi a questão ergonômica da placa. Ela precisava ser leve e de dimensões pequenas para que o médico não tivesse muito trabalho em manusear o *case* com *joystick*. A *Feather 32u4* tem as dimensões 51 x 23 x 8 mm, e pesa apenas 5,5 g (ADA, 2016).

Quando o autor foi inserido no projeto, o modelo já tinha sido escolhido e adquirido pelos outros membros. Seu uso seria avaliado de acordo com os requisitos ao longo do projeto para, assim, verificar se poderia ser uma alternativa para o protótipo final ou não.

A seguir, algumas especificações do microcontrolador:

- Regulador de tensão de 3,3 V com corrente de saída de até 500 mA;
- Suporte nativo a USB, USB *bootloader*, *debugging* da porta serial;
- 20 pinos GPIO, sendo 7 PWM e 10 analógicos;
- Carregador interno de bateria a 100 mA com LED indicador;
- LED vermelho ligado à placa e ao pino #13 para propósitos gerais;
- Botão de *reset*.

No projeto, foram utilizadas duas placas *Feather*: uma responsável pela transmissão de dados, ligada à uma bateria *Lipoly* de 4,2 V, 400 mAh, e ao *joystick*. A segunda placa será responsável pela recepção e estará ligada via USB a um computador, que trabalhará os dados. Mais detalhes serão explicados nas seções futuras. A Figura (3.3) exhibe alguns detalhes dos componentes acoplados à placa de desenvolvimento.

3.1.2 Módulo RFM69

O RFM69HCW (Fig. 3.4) é um módulo transceptor capaz de operar nas bandas de 315, 433, 868 e 915 MHz. Ele está acoplado ao microcontrolador e é usado para transmitir e receber os dados do projeto. Seu diferencial está na possibilidade de programação de vários parâmetros da comunicação de Rádio Frequência e sua otimização de baixo consumo enquanto oferece grande potência, também programável, de saída (HOPE, 2006). A seguir, algumas especificações do módulo:

- Tensão de alimentação de 3,3 V;
- +20 dBm - 100 mW de capacidade de potência de saída;
- Alta sensibilidade: -120 dBm a 1,2 kb/s;

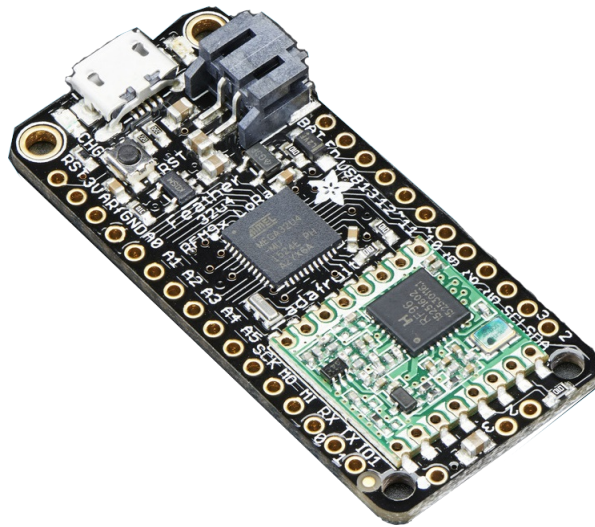


Figura 3.2 – Microcontrolador Adafruit Feather 32u4 Radio. A placa de desenvolvimento é utilizada para realizar as leituras necessárias e transmitir/receber os dados das mesmas com o módulo acoplado, RFM69.

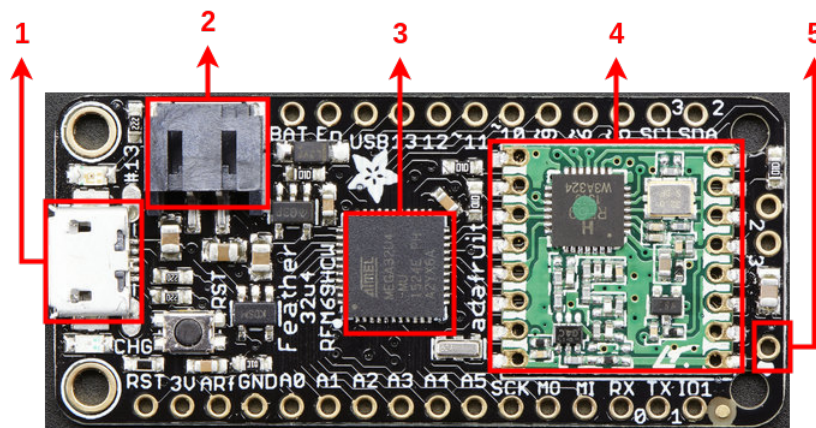


Figura 3.3 – Visão superior do Microcontrolador Adafruit Feather 32u4 Radio. Em 1, está o conector USB 2.0 micro B, utilizado para programar o módulo e carregar a bateria plugada em 2. O processador ATmega32u4 é localizado em 3. Em 4, o módulo RFM69 é integrado à placa de desenvolvimento. Em 5, é possível soldar uma antena externa.

- Potência de saída programável: -18 a +20 dBm em passos de 1 dB;
- Modulações FSK, GFSK, MSK, GMSK e OOK;
- Dimensões: 16 x 16 mm;
- Baixo consumo: aproximadamente $0,1 \mu\text{A}$ em *Sleep Mode* e 16 mA em modo de recepção - variável para transmissão;
- Encriptação de pacotes com AES-128.

Na seção 3.4, está detalhado o uso de ferramentas essenciais do módulo para protocolos de segurança e confiabilidade, como preâmbulo, CRC e delimitadores. A Figura (3.5) exibe a visão inferior do módulo e seus respectivos pinos.

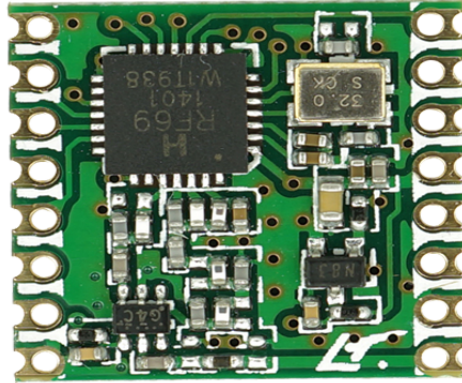


Figura 3.4 – Módulo RFM69. Módulo utilizado para transmissão e recepção de pacotes.

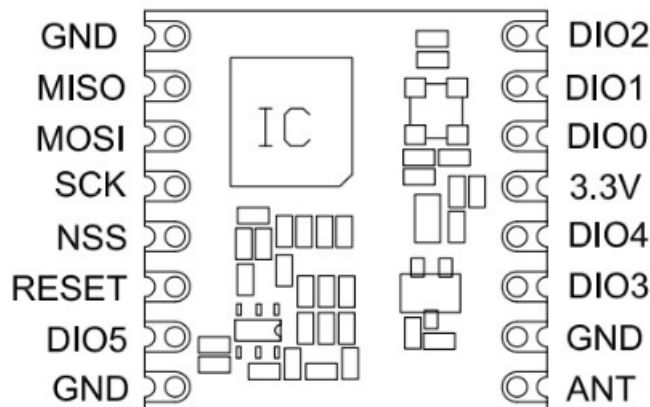


Figura 3.5 – *Pinout* do RFM69. Os pinos NSS, DIO0 e RESET são usados diretamente pelo ATmega para controle do módulo. Os pinos IO1, IO2, IO3 podem ser acessados pela placa de desenvolvimento nos pinos #2, #3 e IO1. Além disso os pinos de comunicação SPI (SCK/MOSI/MISO) também são acessíveis pela Feather, como os pinos de alimentação já são diretamente conectados.

3.1.3 Joystick

Para a escolha do *joystick*, o fator mais relevante foi a questão ergonômica e o tipo de saída. Era necessário que o mesmo fosse confortável para o usuário e de tamanho reduzido para caber no *case*. Além disso, a saída deveria ser analógica para que houvesse maior controle de direção e intensidade dos motores.

O módulo escolhido foi o *joystick* para PSP 2000 (Fig. 3.6). Ele é composto de 4 pinos: Vcc, GND, eixo X e eixo Y. Com as dimensões 19 x 19 x 9 mm e saída analógica para cada eixo, ele se tornou ideal para a aplicação do projeto.

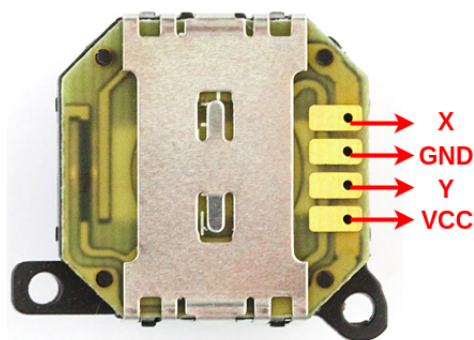
Figura 3.6 – Módulo *joystick*.

Figura 3.7 – Visão inferior do *joystick*. Como é exibido na Fig. (3.8), o circuito é ligado em 3 V e no *ground* da placa. Os pinos das coordenadas são ligados às portas analógicas A0 e A1 do microcontrolador.

A Figura (3.8) exibe o esquemático para o bloco transmissor completo. Na seção de Resultados, é possível ver a montagem desse módulo. O bloco receptor não recebeu alterações significantes de seu *design* de fábrica, além da inserção de uma antena de fio de cobre simples. Esse bloco será ligado diretamente ao computador da central do sistema CLARA.

3.2 Coleta de Dados

Nesta seção, é explicado como o funcionamento do Diagrama de blocos (Fig. 3.1) foi alcançado, com foco na interação *hardware-software*. Primeiramente, o bloco de transmissão, depois, o segundo bloco, de recepção do sinal.

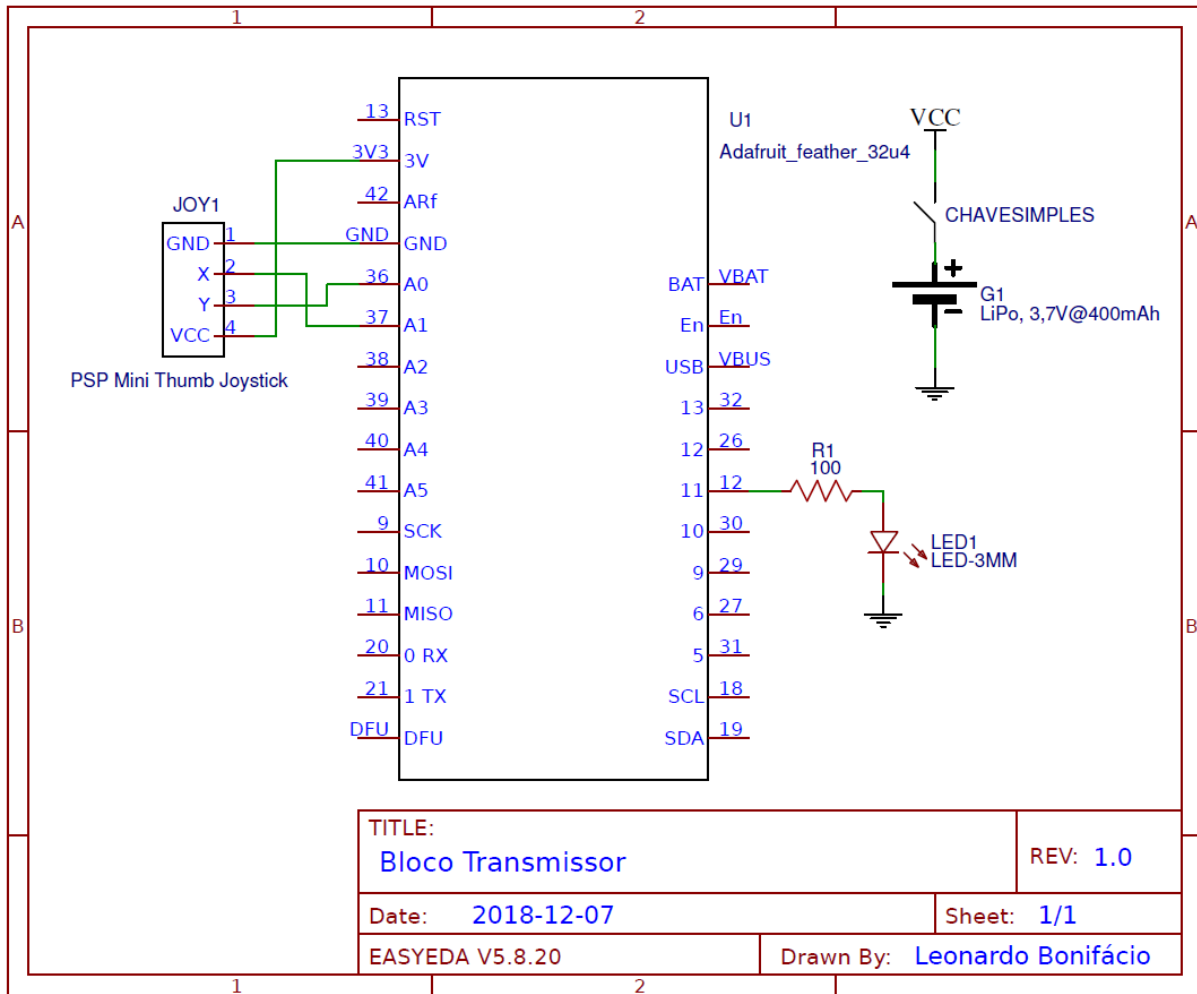


Figura 3.8 – Esquemático do bloco transmissor.

3.2.1 Bloco Transmissor

O bloco transmissor é responsável pelo envio simples de um pacote com as coordenadas do *joystick*, o protocolo de segurança e confiabilidade, detalhado na próxima seção, e o nível da bateria. A mensagem é recebida e, posteriormente, tratada através da porta serial do módulo receptor.

Para programação do módulo *Adafruit Feather*, foi utilizado o *software* Arduino IDE devido a sua compatibilidade com a placa, interface simples e a ferramenta *Serial Monitor*. Além disso, o fabricante disponibiliza a biblioteca do módulo RFM 69, que facilita a comunicação com o uso de funções prontas. Bastava, então, adquirir os dados desejados e enviar-los para o bloco receptor.

Como foi explicado anteriormente em 3.1.3, o *joystick* deveria ter saída analógica para maior controle do usuário. Cada eixo foi lido em uma porta analógica do *Feather* através de uma função e armazenado em sua respectiva variável inteira, x e y. Os valores

lidos estavam entre 0 e 1023 para cada eixo e a função retornava o valor das duas variáveis. O valor de 0 a 1023 refere-se ao mapeamento de leitura de tensão, com resolução de 10 bits do conversor analógico da placa.

Para a leitura da bateria, utilizou-se o método descrito em (ADA, 2016). No *design* da placa *Feather*, a saída da bateria é ligada diretamente à porta A9 e a um divisor resistivo de tensão. Através de uma função disponibilizada pelo fabricante, ao ler o valor analógico da porta, tinha-se a tensão que varia de 4,2 V até 3,2 V, quando a bateria está prestes a acabar. Esse valor é utilizado no processo de economia de bateria, melhor explicado na seção 3.4.

O envio da mensagem foi feito através da função `rf69.send()` da biblioteca, que tem dois parâmetros: o primeiro, o vetor de dados a serem enviados, e o segundo, o número de *bytes* de dados a serem enviados. Como todas as variáveis a serem enviadas eram do tipo inteiro ou inteiro sem sinal (*unsigned int*), se fez necessário o uso da função `sprintf()`, que armazenava essas variáveis em um vetor chamado pacote. Esse vetor pôde, então, ser utilizado na função de envio.

3.2.2 Bloco Receptor

O bloco receptor é responsável por receber a mensagem enviada pelo transmissor e mostrá-la na porta serial. Essa mensagem será tratada posteriormente por um *driver* no computador. Assim como o bloco transmissor, o módulo *Feather* que recebe a mensagem é programado pelo Arduino IDE, com o uso de funções da biblioteca e da ferramenta *Serial Monitor*.

Primeiramente, o módulo verifica se há mensagem disponível através da função `rf69.available()`, que retorna *true* e entra na etapa de recepção caso exista. A função `rf69.recv()` é chamada se a função anterior teve retorno verdadeiro e tem dois parâmetros: *buf* e *len*, respectivamente. O primeiro é a variável que armazena a mensagem recebida, e *len* é a variável que armazena o tamanho dessa mensagem. A função retorna *true* se o processo foi executado. Se o processo não foi executado ou o tamanho da mensagem é diferente de *len* do *buf*, a execução retorna para o laço principal, onde o módulo verifica se existe mensagem recebida.

Caso as etapas anteriores tenham sido executadas, a função `Serial.print()` mostra o pacote da mensagem armazenada em *buf* na porta serial.

3.3 Protocolo Proposto

Segundo (GALLO; HANCOCK, 2003), protocolo é um conjunto estabelecido ou aceito de procedimentos, regras ou especificações formais que governam um comporta-

mento ou linguagem específica. O seu uso facilita o entendimento e comunicação comum entre membros de uma rede, por exemplo.

No projeto descrito, foi proposto um protocolo que, além de facilitar a comunicação entre os módulos transmissor e receptor, garante um nível de confiabilidade alto. Visto que o procedimento cirúrgico em que o projeto seria usado é delicado e necessita precisão, foi decidido que o pacote contendo a mensagem que controlaria os motores do robô deveria ser robusto e confiável, garantindo, assim, a entrega completa do pacote, sem perdas. Para isso, o protocolo proposto tem a seguinte estrutura: preâmbulo, delimitador de início, coordenadas do *joystick*, nível de bateria, contador de pacotes, CRC e delimitador de final do pacote. A Figura (3.9) mostra essa estrutura para o transmissor:

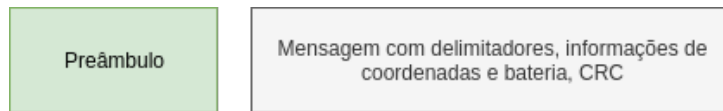


Figura 3.9 – Protocolo proposto.

O preâmbulo utilizado é o da biblioteca do fabricante do RFM69. Por padrão, ele é de 4 *bytes*, adicionado pelo transmissor, processado e removido pelo receptor, não aparecendo na mensagem final.

Os delimitadores são "#" para início do pacote, "," para mudança de informação e "!" para final.

O método de obtenção das coordenadas do *joystick* e do nível da bateria está explicado na seção 3.2.1.

O contador de pacotes é apenas uma variável inteira incrementada a cada envio, que é mais uma opção de controle e aumento da confiabilidade. Verificando uma ordem diferente no contador, sabe-se que um pacote pode não ter sido enviado, por exemplo.

O CRC proposto verifica a presença de falhas durante a transmissão do pacote. No código, a informação contida em cada endereço do vetor do pacote é lida, convertida para um valor da Tabela (3.1) para codificação ASCII e somada ao valor atual de uma variável do tipo *unsigned_int* de 8 *bytes*, chamada *crc*, com valor inicial zero. O cálculo executado é mostrado a seguir para uma mensagem de exemplo "#123,456!":

$$crc = 35 + 49 + 50 + 51 + 44 + 52 + 53 + 54 + 33 = 421 \quad (3.1)$$

Entretanto, como a variável é de 8 bits, ela só conta de 0 a 255. Então, para obter o valor final da variável, faz-se a divisão por 256 e seu valor é o resto dessa operação, nesse caso, 165.

Caracter	Código ASCII
!	33
#	35
,	44
0	48
1	49
2	50
3	51
4	52
5	53
6	54
7	55
8	56
9	57

Tabela 3.1 – Código ASCII para os caracteres usados no protocolo proposto.

Utilizando todas essas ferramentas, a mensagem pode ser verificada diversas vezes durante seu envio. Isso garante seus requisitos de integridade e confiabilidade da aplicação.

3.4 Power Saving

Um requisito importante no projeto é a autonomia da bateria. Para que houvesse segurança e também facilidade no uso diário do trabalho desenvolvido, foi decidido que a bateria (Fig. 3.10) devia ter, ao menos, autonomia de 30 horas, dessa forma, o dispositivo não desligaria durante o procedimento cirúrgico e não precisaria de recarga frequente. Para atingir esse objetivo, foi implementada uma rotina de economia de bateria utilizando ferramentas do processador ATmega32u4. No *datasheet* desse *chip* (ATMEL, 2010) é explicado que existem 5 modos de *sleep*, que permitem ao processador desligar módulos não utilizados no microcontrolador para diminuir seu consumo de energia.

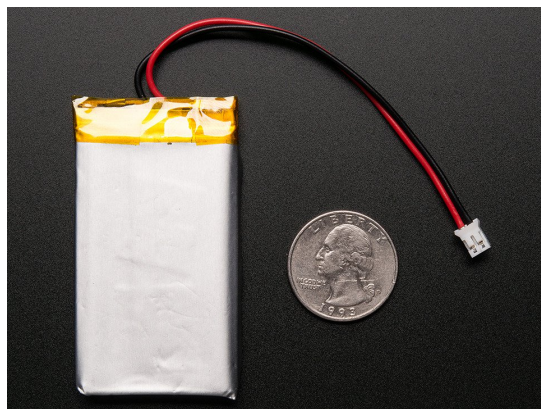


Figura 3.10 – Bateria utilizada.

Antes da implementação da função de economia, foi medido no osciloscópio que cada envio de pacote demorava aproximadamente 4,1 ms (Fig. 3.11) e cada recepção 0,4 ms. Dessa forma, foi decidido que se cada mensagem fosse enviada a cada 30 ms, isso seria suficiente pra ter um fluxo grande de informação, sem perdas.

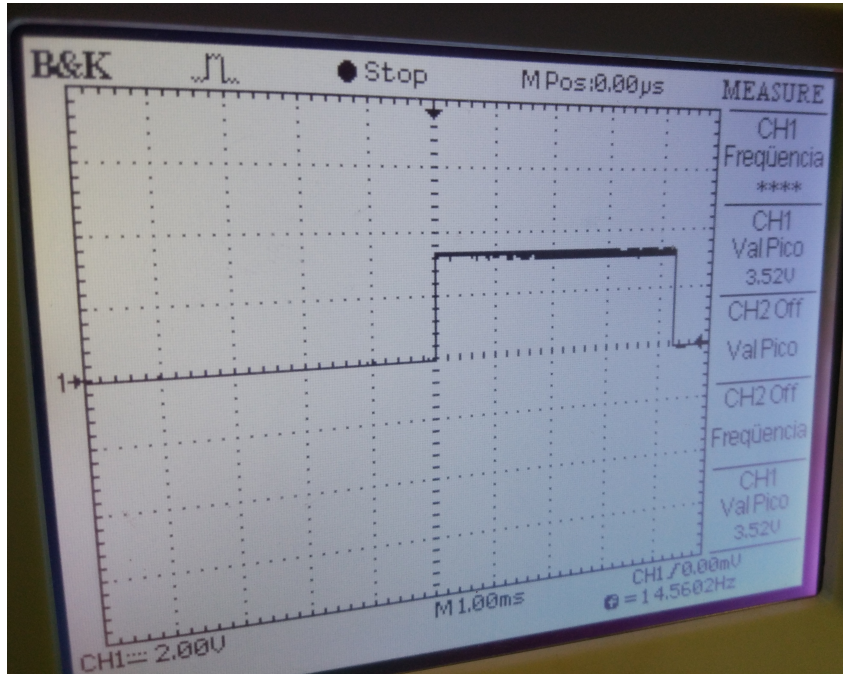


Figura 3.11 – Tempo de envio: com a escala de 1 ms, tem-se aproximadamente 4,1 ms para um pulso completo.

Primeiramente, o registrador *Sleep Mode Control Register*, SMCR, de 8 bits, tem seus bits 0 a 3 alterados para definir e ativar o modo de *sleep*. O modo escolhido foi o *Power-down*: nele, o oscilador externo e diversos *clocks* são desativados, o módulo só pode ser acordado por algumas interrupções e seu consumo é mínimo.

Para obter o envio do pacote a cada 30 ms, o *Watchdog Timer* (WDT) foi utilizado. Alterando o registrador Watchdog Timer Control Register, WDTCSR, de 8 bits, o interruptor é ativado e com a combinação 0001 para os 4 primeiros bits, o oscilador do WDT chega a 4 mil ciclos, executando a interrupção aproximadamente a cada 32 ms.

Foi inserido também um LED de *feedback* na placa, que pisca a cada 5 segundos para mostrar que o módulo está ligado. Para que ele também funcionasse com o modo de economia, um contador do WDT foi inserido no laço principal, que era incrementado a cada execução. Sendo assim, quando o contador estivesse em 140, o LED ligava brevemente.

$$140 \times 0,032 = 4,48s \quad (3.2)$$

Com a função de *sleep* pronta e o LED de retorno, foi medida a corrente média

consumida pelo módulo para diferentes potências de transmissão e a autonomia da bateria, de 400 mAh. O resultado pode ser visto na Tabela (3.2). Utilizando a potência mínima da tabela, o alcance de transmissão é de mais de 50 metros testados. Além disso, a bateria tem duração satisfatória, superando 45 horas de uso.

Potência (dBm)	Corrente de Consumo (mA)	Bateria (h)
14	7,6	52,63
15	7,8	51,28
16	8,3	48,19
17	8,4	47,61
18	8,6	46,51
19	8,7	45,97
20	8,8	45,45

Tabela 3.2 – Tabela de consumo médio.

3.5 Ensaio de Compatibilidade Eletromagnética

A fim de garantir que o protótipo não interfere em outros equipamentos no seu ambiente e proximidades, foi realizado o ensaio de interferência eletromagnética do projeto. Tal procedimento faz parte dos requisitos para compatibilidade eletromagnética e foi feito no Laboratório de Certificações, LabCert, localizado na Universidade de Brasília.

O ensaio de interferência eletromagnética, como sugere o nome, tem a finalidade de medir o nível de perturbação eletromagnética radiada de um equipamento e, assim, determinar se o mesmo está dentro de limiar definido em (ABNT, 2019) de acordo com o grupo e classe do equipamento sob teste. O dispositivo em questão, segundo classificação explicada na seção 2.5, está classificado como grupo 1, classe B. Em seguida, classifica-se a caixa anecoica como uma câmara completamente anecoica. Para tal classificação e na frequência de transmissão utilizada (900 MHz), o limite é de $42\text{dB}(\mu\text{V}/\text{m})$:

As normas que definem os requisitos para execução do procedimento estão explicitadas na Tabela (3.3).

Além disso, a empresa *Micronix* fornece em seu catálogo um *set* com todos os equipamentos necessários, também um manual de como preparar e executar o ensaio, com detalhes. Esse conjunto de equipamentos estava disponível no laboratório (Fig. 3.13) e foi fundamental para conclusão desse trabalho.

A Figura (3.12) resume como o processo é realizado. O equipamento sob teste, é posicionado dentro de uma caixa anecoica, junto com uma antena. O sinal emitido pelo dispositivo é recebido pela antena, que transmite sua leitura para um analisador de espectro através de um cabo coaxial. O analisador é conectado a um computador via USB,

Norma	Título
ABNT NBR IEC/CISPR 11:2019	Equipamentos industriais, científicos e médicos — Características das perturbações de radiofrequência — Limites e métodos de medição
ABNT NBR IEC 60601-1-2:2017	Equipamento eletromédico — Parte 1-2: Requisitos gerais para segurança básica e desempenho essencial — Norma Colateral: Perturbações eletromagnéticas — Requisitos e ensaios

Tabela 3.3 – Normas relacionadas ao ensaio de EMI.

onde um *software* disponibilizado pela própria *Micronix* realiza a varredura por uma faixa do espectro de frequência, de acordo com as configurações pré-definidas pelo usuário ou de uma norma específica.

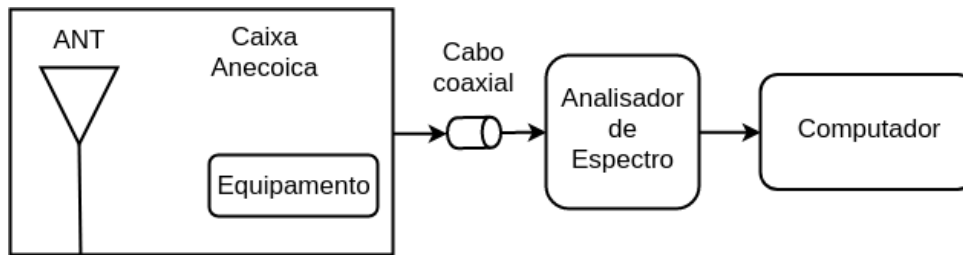


Figura 3.12 – Diagrama para o ensaio de EMI.

3.5.1 Caixa Anecoica

A caixa anecoica da *Micronix*, modelo MY5310, exibidas nas Fig. (3.14) e (3.15), tem a finalidade de isolar o equipamento que está dentro dela para que não haja interferência nos procedimentos realizados. No seu interior, encontra-se uma antena compacta e de alta potência, modelo MAN101, de polarização linear, impedância de 50Ω, faixa de frequência de 30 MHz a 3 GHz e dimensões 700 mm (comprimento) x 900 mm (largura), e uma mini plataforma giratória, que pode ser usada para posicionar o equipamento sob teste.

Seu tamanho reduzido, 1,35(L)x0,92(A)x0,92(C) m, e as rodinhas instaladas tornam seu transporte e posicionamento mais fácil e conveniente. A caixa pode substituir as tradicionais câmaras anecoicas, de tamanho e preço elevados. Além disso, suas paredes são feitas de telha de ferrite, o que proporciona a blindagem típica de 70 dB em 2,2 GHz (MICRONIX, 2017).

Ela pode ser utilizada tanto para ensaios de interferência, onde a antena recebe o sinal do equipamento, quanto para susceptibilidade, onde a antena emite ondas de alta amplitude, a fim de testar a imunidade do equipamento.

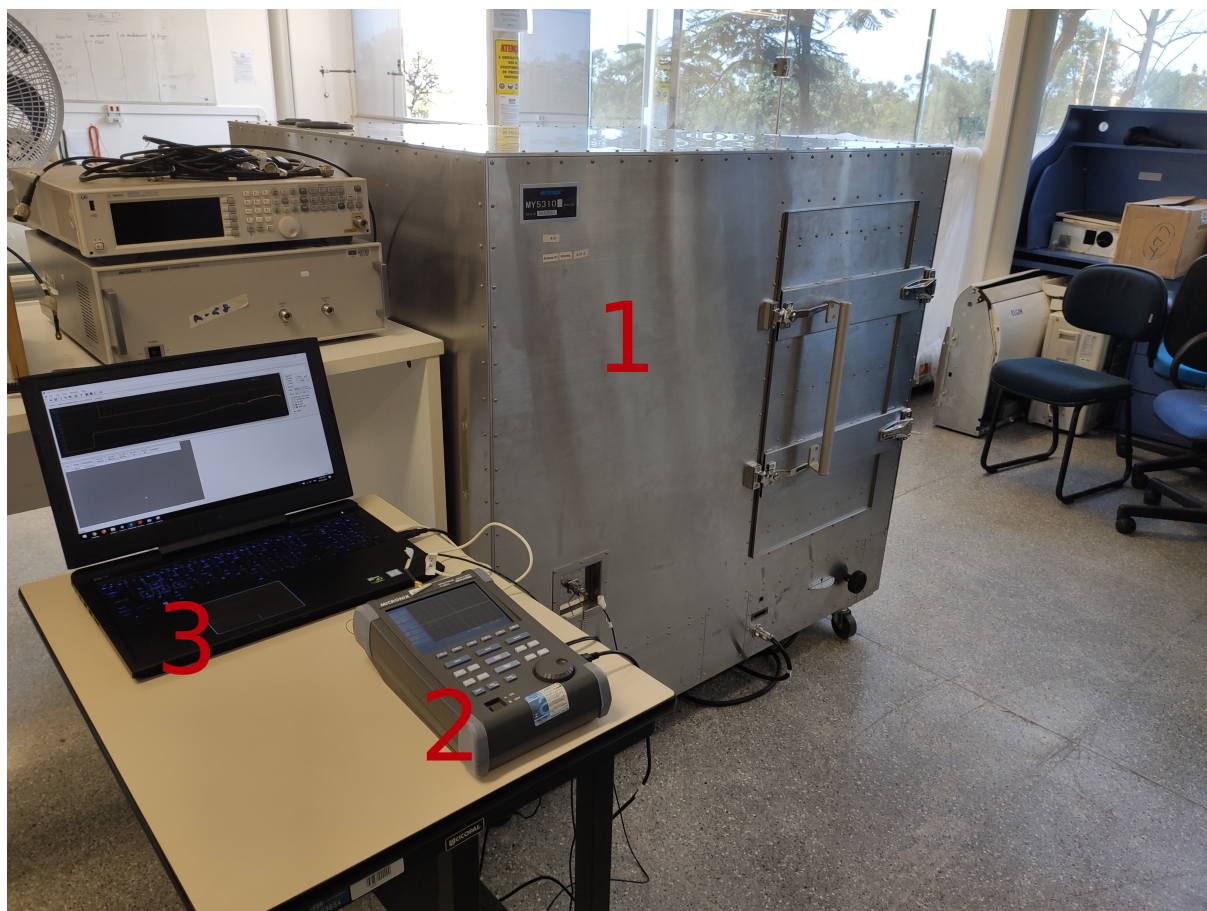


Figura 3.13 – *Set* completo para realização do ensaio no LabCert. 1: Caixa anecoica; 2: Analisador de espectro; 3: Computador com *software* instalado.

3.5.2 Analisador de Espectro

O analisador de espectro, modelo MSA438E, Fig. (3.16), é a interface de visualização do sinal vindo da antena. A exibição pode ser feita pela configuração manual, utilizando seus botões, ou automática, quando se conecta o cabo USB no computador e utiliza o *software* adequado. O equipamento tem capacidade tanto para medição de emissão radiada, para o caso de antenas, quanto para conduzida, no caso de cabos ou placas de circuito impresso.

A seguir, algumas de suas características fundamentais, retiradas de (MICRONIX, 2017):

- Frequência de medição entre 50 kHz e 3,3 GHz;
- Detecção de pico positivo (PosPK), quase-pico (QP) e média (AV);
- Nível de ruído de -127 dBm a 1 GHz;
- Medição para bandas específicas ou largas;

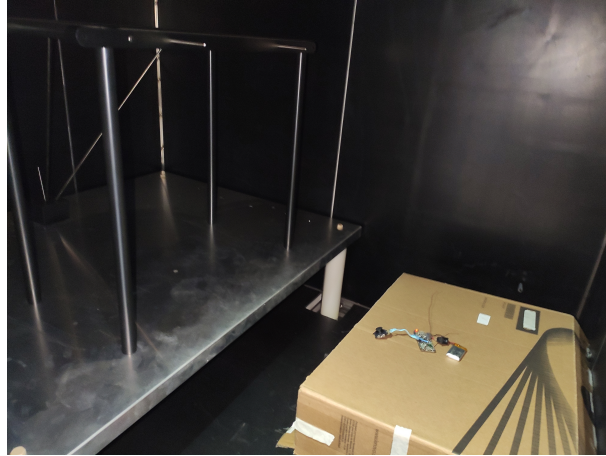


Figura 3.14 – Interior da caixa com o equipamento posicionado.



Figura 3.15 – Estrutura externa da caixa anecoica *Micronix* MY5310.

- Capacidade de armazenar em memória externa ou interna as medições realizadas.

3.5.3 *Software* e Procedimento

Após posicionamento do equipamento no interior da caixa, conexão do cabo coaxial da antena para o analisador de espectro e do cabo USB do analisador para o computador, o procedimento é realizado via *software* MAS4301, da *Micronix*.

Na tela inicial, Fig. (3.17), o usuário escolhe a porta serial para conexão USB. Em seguida, na janela de configurações, é possível customizar uma série de parâmetros para varredura do espectro de frequência do campo eletromagnético radiado.

Na janela da Fig. (3.18), é possível setar configurações especiais de varredura em banda larga, média ou estreita, como parâmetros de frequência central, *Sweep Time*, *Span* ("tamanho" da varredura), entre outros. O usuário pode modificar de acordo com sua necessidade ou usar *templates* fornecidos pela empresa para cada norma e a respectiva classe do equipamento sob teste, como mostra a Fig. (3.19).

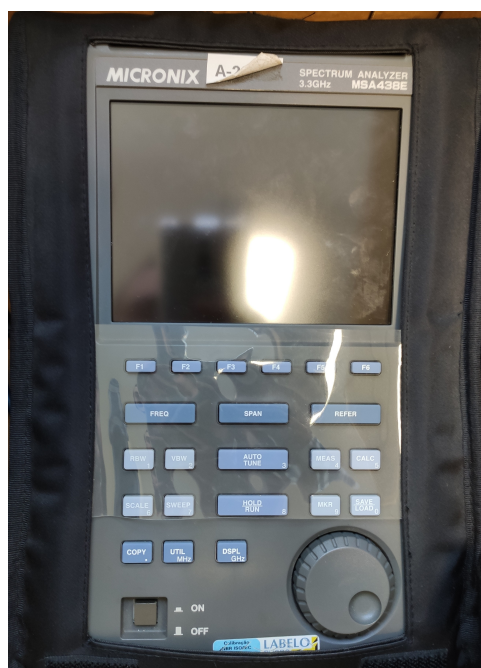


Figura 3.16 – Analisador de Espectro *Micronix* MSA438E.

Com o ensaio configurado, o usuário retorna à tela principal e seleciona qual varredura quer, tipo de gráfico, *zoom* e formas de exibição. Após clicar no botão *RUN/STOP*, o procedimento, então, é realizado e os resultados são exibidos no gráfico e na tabela. As métricas das colunas são as mesmas do analisador de espectro, dentre elas estão detecção de Quase-Pico, Pico, Média, seus limites, a frequência onde tais valores foram obtidos, entre outros. Além disso, é possível adicionar um comentário sobre a medição. É importante ressaltar que, segundo o manual do fabricante, o sistema é todo calibrado. São feitas correções de ganho de antena, atenuação da rede de estabilização de impedância de linha e, principalmente, a conversão do sinal recebido para distância de medição de 3 metros, que é a distância mínima com limite especificado na norma, pois a distância entre o objeto e a antena no interior da caixa é de 20 cm. Para o ensaio do equipamento em estudo, os resultados serão exibidos e analisados na seção futura.

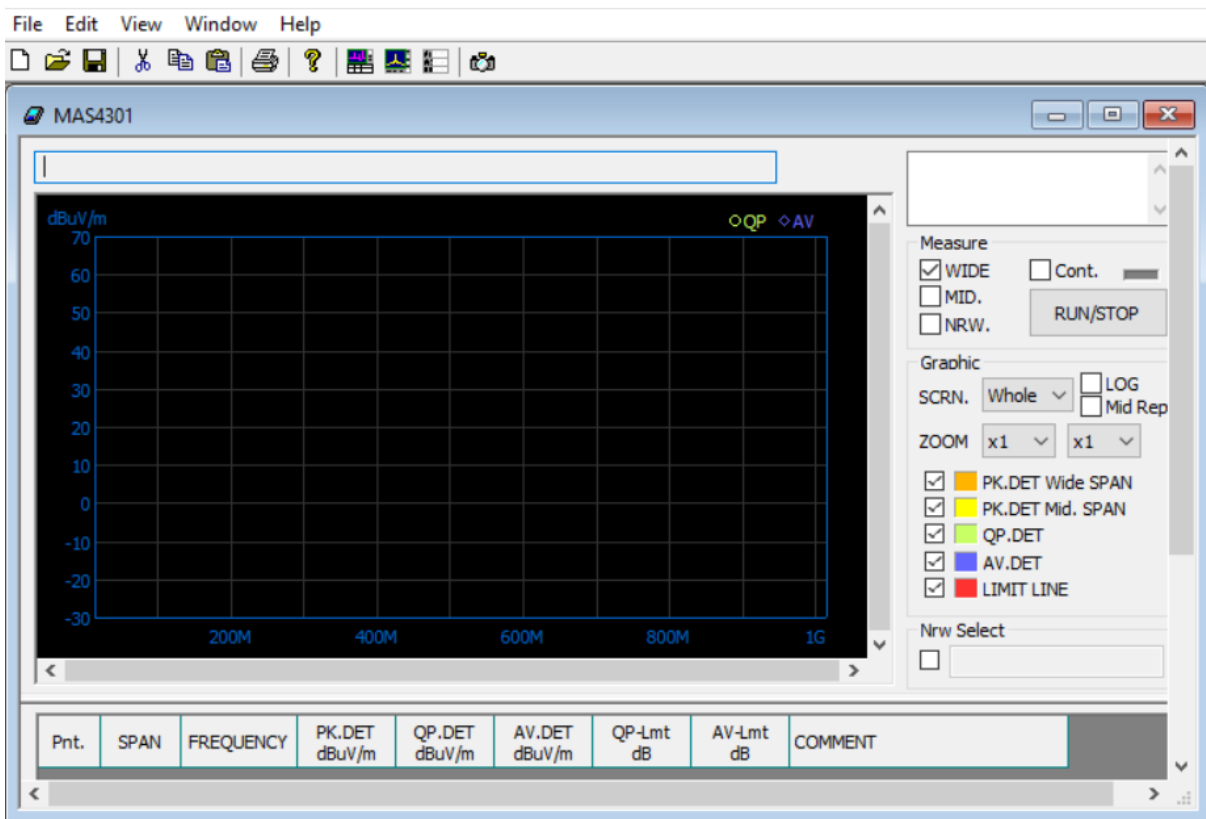


Figura 3.17 – Interface do *software* MSP4310 para realização do ensaio.

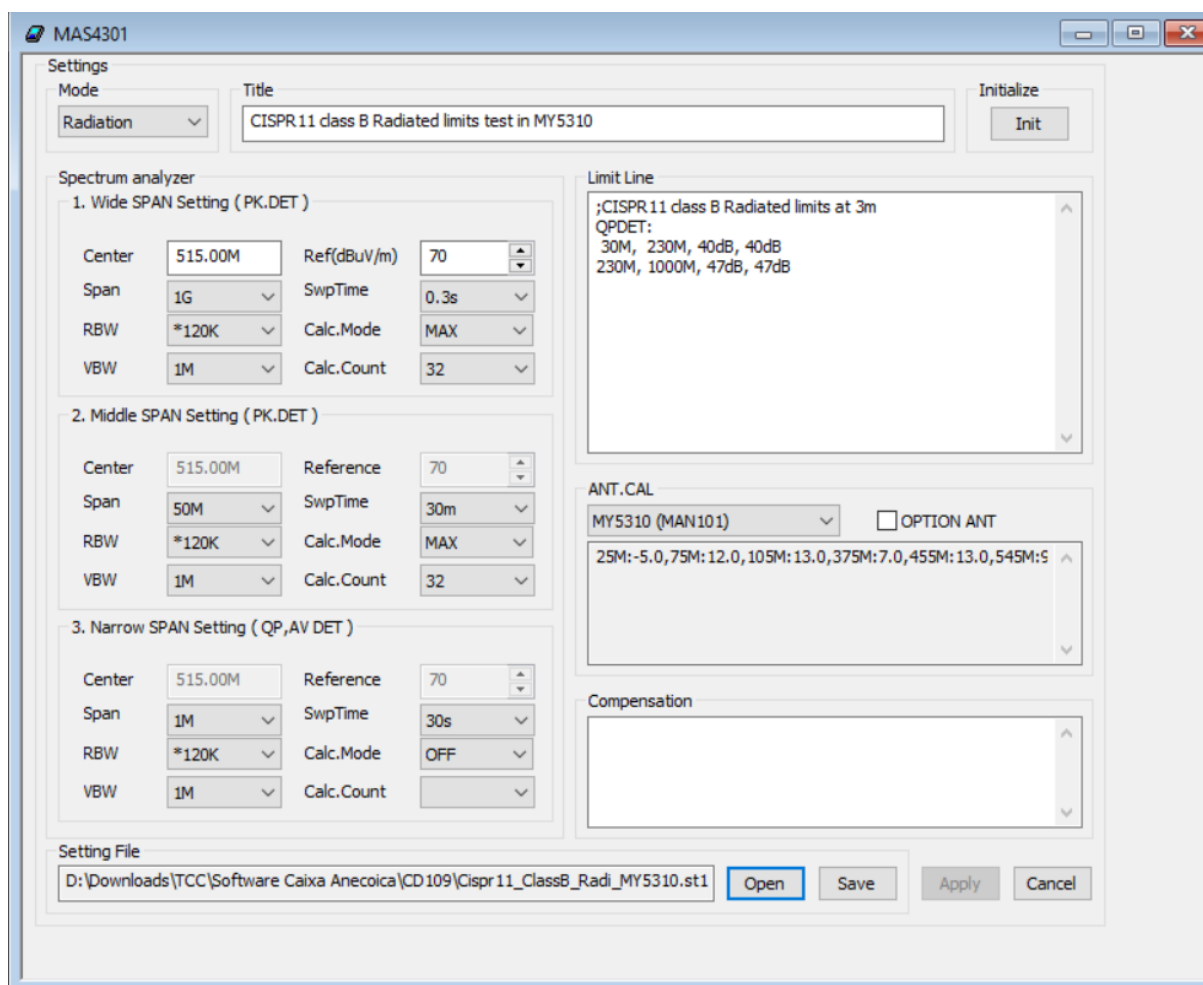


Figura 3.18 – Janela de configurações do programa. As configurações são selecionadas conforme necessidade do usuário ou por padrões de uma norma específica.

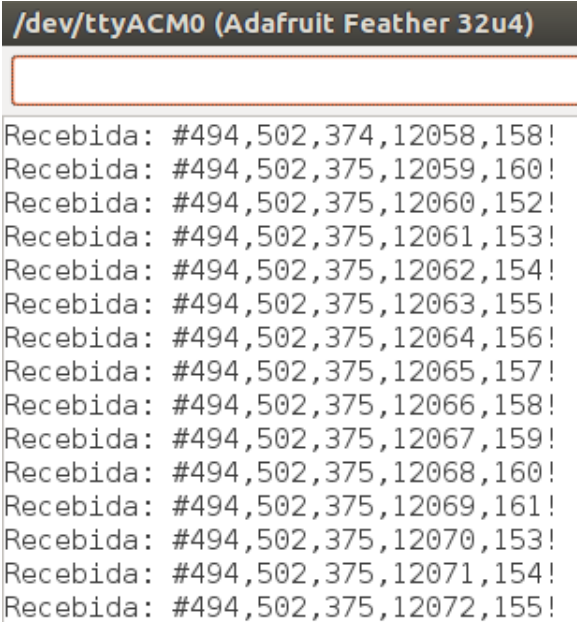


Figura 3.19 – Configurações pré-definidas para diversas normas e classes diferentes. Os limites e parâmetros são escolhidos conforme arquivo selecionado.

4 Resultados e Discussões

4.1 Resultados

O envio e recepção das mensagens com o protocolo e requisitos estabelecidos puderam ser testados através da ferramenta *Serial Monitor* do *software* Arduino IDE. A Figura (4.1) mostra uma série de pacotes recebidos na porta serial do módulo receptor. As informações são as esperadas pelo protocolo proposto: delimitador de início, coordenadas do eixo X, do eixo Y, nível da bateria, contador de pacotes, CRC e delimitador de final, todos separados por ",".



```

/dev/ttyACM0 (Adafruit Feather 32u4)
Recebida: #494,502,374,12058,158!
Recebida: #494,502,375,12059,160!
Recebida: #494,502,375,12060,152!
Recebida: #494,502,375,12061,153!
Recebida: #494,502,375,12062,154!
Recebida: #494,502,375,12063,155!
Recebida: #494,502,375,12064,156!
Recebida: #494,502,375,12065,157!
Recebida: #494,502,375,12066,158!
Recebida: #494,502,375,12067,159!
Recebida: #494,502,375,12068,160!
Recebida: #494,502,375,12069,161!
Recebida: #494,502,375,12070,153!
Recebida: #494,502,375,12071,154!
Recebida: #494,502,375,12072,155!
  
```

Figura 4.1 – *Serial Monitor* do módulo receptor.

Usando a função de economia de energia, obteve-se uma autonomia satisfatória da bateria. Com a potência definida de 14 dBm, LED piscando a cada 5 s e o envio do pacote a cada 32 ms, a duração da bateria é de mais de 47 horas testadas e alcance de mais de 50 metros.

Para o ensaio de interferência eletromagnética, os resultados de 2 ensaios são apresentados a seguir. Na Figura (4.2), é exibido o gráfico para a varredura de banda estreita do ensaio 1 com sua respectiva tabela de resultados na Fig. (4.3). Nas Figuras (4.4) e (4.5) é mostrada a varredura de banda larga para o ensaio 2 e seus respectivos resultados. A linha vermelha nos gráficos simboliza o limite estabelecido para a norma selecionada, e a onda em amarelo o sinal obtido no espectro da frequência. Cada círculo sinaliza os pontos onde as marcações enumeradas da tabela foram obtidas. Como explicado em 3.5.3, as colu-

nas da tabela são a frequência para a marcação, detecção de Pico, detecção de Quase-Pico, detecção média e diferença de Quase-Pico com o limite. O limite utilizado nesse cálculo foi de $47\text{dB}(\mu\text{V}/\text{m})$, mas, para a caixa anecoica, o limite deve ser de $42\text{dB}(\mu\text{V}/\text{m})$.

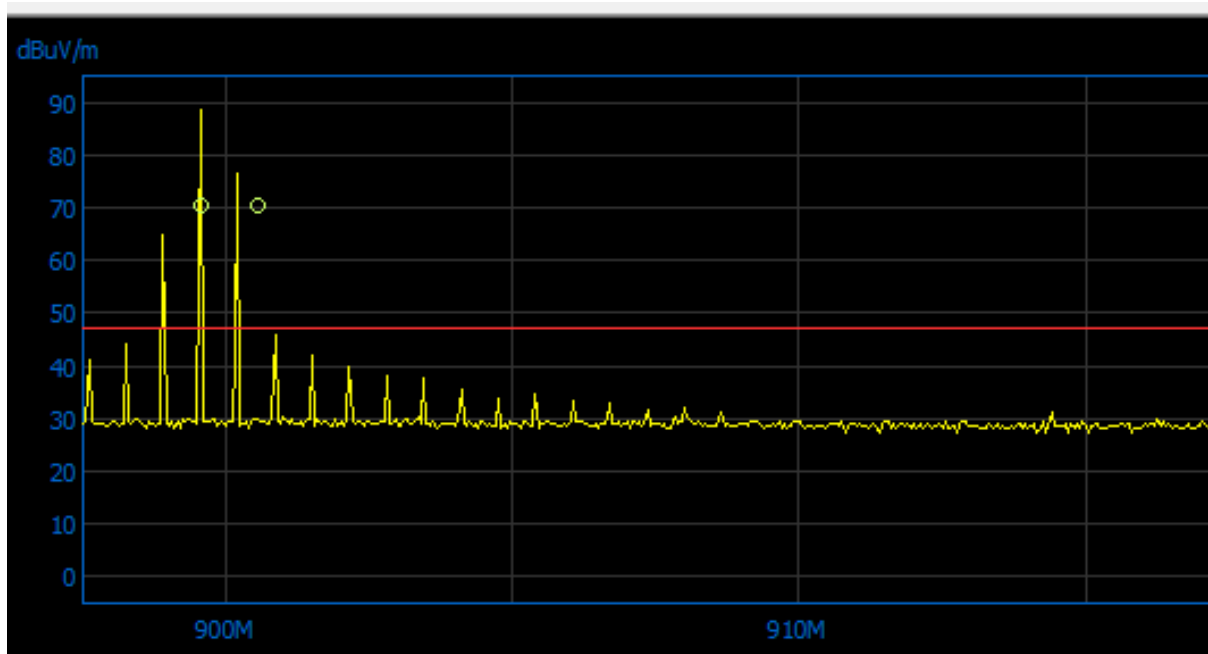


Figura 4.2 – Varredura de banda estreita para ensaio 1.

Pnt.	SPAN	FREQUENCY	PK.DET dBuV/m	QP.DET dBuV/m	AV.DET dBuV/m	QP-Lmt dB
	>WIDE	500.00 MHz				
	>MID	754.80 MHz	30.5			
	>MID	899.55 MHz	88.5			
1	>NRW	899.56 MHz	88.5	70.5		23.5
2	>NRW	900.54 MHz	76.5	70.5		23.5

Figura 4.3 – Resultados para o ensaio 1.

A Figura (4.6) exhibe o módulo receptor e o módulo de transmissão antes de ser colocado no *case* final onde, além da placa e bateria, está presente o LED de indicação de funcionamento, uma chave para alimentar o módulo e uma antena simples de fio de cobre. O *case* será feito por um membro do projeto da área de *Design Industrial*. O bloco de recepção não recebeu nenhuma modificação de seu *design* original (Fig. 3.2) além da soldagem da antena, também de fio de cobre. Ele estará ligado à porta USB do computador do projeto para ser feito o tratamento de dados. A Fig. (4.7) apresenta o *set* completo com o computador com a IDE Arduino e os módulos lado a lado.

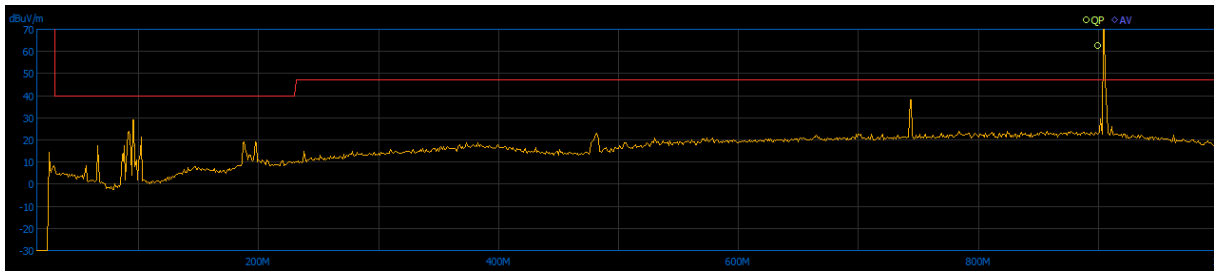


Figura 4.4 – Varredura de banda larga para ensaio 2.

Pnt.	SPAN	FREQUENCY	PK.DET dBuV/m	QP.DET dBuV/m	AV.DET dBuV/m	QP-Lmt dB
	>WIDE	515.00 MHz				
	>MID	899.05 MHz	70.0			
1	>NRW	899.41 MHz	70.0	62.5		15.5

Figura 4.5 – Resultados para o ensaio 2.

4.2 Análise de Resultados

Nessa seção, é analisado cada resultado obtido de acordo com requisitos da aplicação ou condições satisfatórias.

O primeiro ponto é o tamanho e peso do produto final. Após modificação, o resultado obtido do projeto integrado não se diferenciou substancialmente da placa *Adafruit Feather* em seu design original. Para o requisito ergonômico da aplicação, isso é de grande vantagem, visto que a placa é pequena e leve. Depois de inserido no seu *case*, o protótipo deve ser de fácil manuseio durante longas horas para o usuário.

No quesito bateria, o projeto alcançou mais de 47 horas testadas de funcionamento. Considerando a curta duração que procedimentos cirúrgicos minimamente invasivos geralmente têm, tal resultado é bastante satisfatório. Além disso, a bateria pode ser carregada em menos de 2 horas utilizando o carregador próprio da placa *Adafruit Feather*.

No que diz respeito à integridade de sinais, o projeto dispõe de diversas ferramentas que, após tratamento computacional, garantem um nível elevado de confiabilidade nas mensagens transmitidas e recebidas. Uma limitação atual do trabalho é que o mesmo ainda não foi testado, de fato, em um sistema com motores e interface completa. No mais, espera-se que sua funcionalidade cumpra os requisitos de segurança de tal aplicação delicada e precisa.

O alcance testado de mais de 50 metros é mais que suficiente para a aplicação,

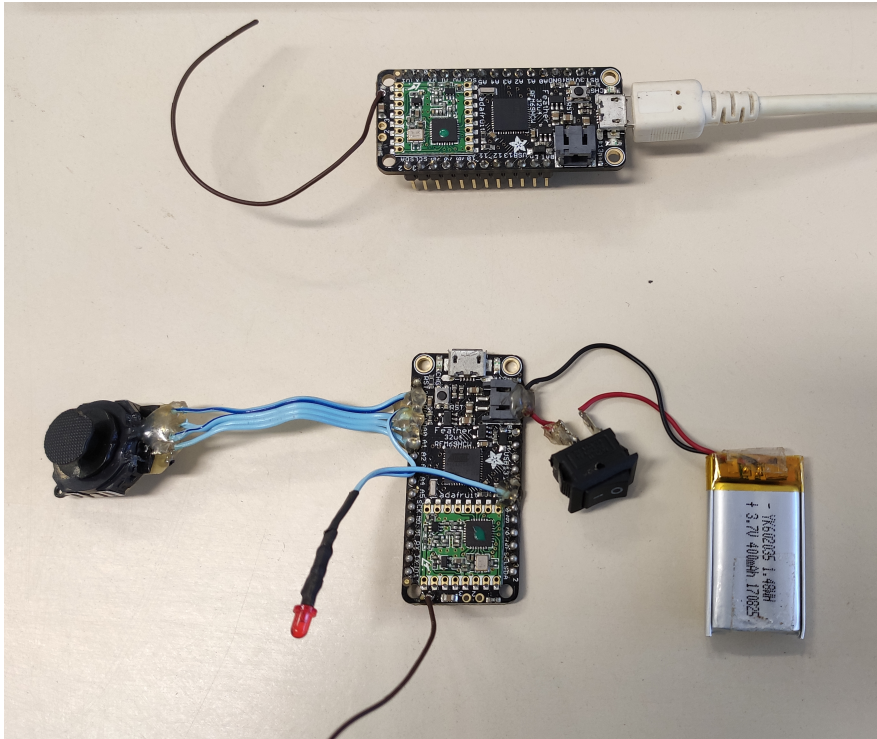


Figura 4.6 – Módulos transmissor e receptor.

visto que o médico operaria o protótipo próximo à central de controle e ao paciente.

Para o ensaio de EMI, o equipamento em questão não atendeu aos requisitos estabelecidos na norma. Como é mostrado nas Fig. (4.2) e (4.4), as emissões na frequência de transmissão ultrapassam os limites máximos. Isso pode ser dado pela escolha do módulo transceptor RFM 69, que é de alta potência e longas distâncias. Como alternativa, duas soluções podem ser consideradas:

- Modifica-se, em menor escala, o projeto atual: os ensaios foram realizados com a potência de transmissão de -2 dBm, valor mínimo que pode ser configurado na biblioteca do *Adafruit Feather* para tal modelo. Entretanto, é possível que realizando modificações em nível de registrador a potência possa ser reduzida para os -18 dBm especificados para o módulo RFM69. No *datasheet* do equipamento, é explicado que o registrador responsável por configurar a potência de transmissão não deve ser alterado para sequência de *bits* que define para os -18 dBm, pois esse valor é apenas para os modelos de baixa potência, sem o prefixo H no nome. Na biblioteca do módulo, a função que seleciona a potência, *setTxPower()*, tem dois parâmetros: o valor da potência e o *boolean ishighpowermodule*, que para o modelo em questão deve ser sempre *true*, limitando para a potência mínima de -2 dBm. Todavia, ainda é possível alterar o argumento para *false*, configurando os *bits* do registrador para -18 dBm. Levando em conta a complexidade e segurança do projeto, é recomendado não fazer tal mudança, visto que ela pode prejudicar o funcionamento do equipamento

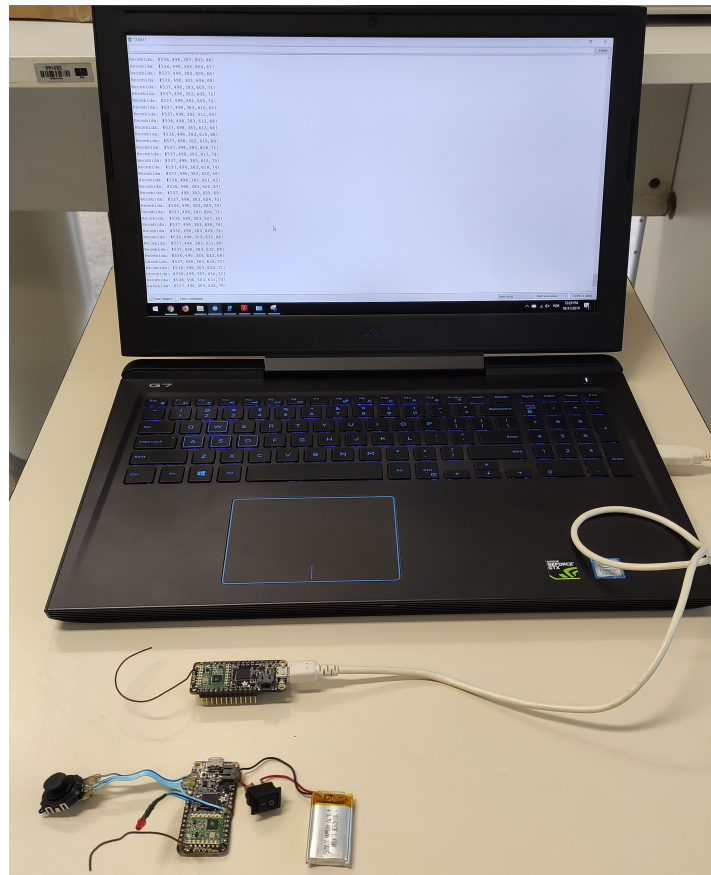


Figura 4.7 – Set completo do projeto, contendo os módulos e o computador utilizado para programação e visualização de resultados.

ou torná-lo imprevisível;

- Modifica-se significativamente o projeto: faz-se uma análise completa e nova, considerando novos módulos de rádio, que podem ter potência menor ou mais parâmetros configuráveis. Para a mesma empresa, HopeRF, os modelos que não tem o H no nome podem ser testados com a potência mínima de transmissão por exemplo.

Além disso, considera-se que para um produto final, análises mais profundas na construção do mesmo seriam feitas, como *design* ótimo da Placa de Circuito Impresso, tamanho da antena etc. Tais ações podem mitigar o problema de ultrapassagem dos limites e possibilitam o uso do projeto como produto após obter a certificação.

Para ambos os casos, alterações nas fases iniciais do protótipo são esperadas e facilmente reversíveis como explica a seção (2.4). Pela abordagem de sistema, a obtenção da EMC é considerada desde o princípio do projeto, realiza-se modificações menores no início e isso evita gastos maiores futuramente, sem variar significativamente o andamento do mesmo.

Em relação ao custo de construção do projeto, ainda não foi possível ter seu va-

lor total, pois o mesmo ainda não foi inteiramente finalizado com o sistema completo. O robô *daVinci*, por exemplo, custa cerca de 2 milhões de dólares (BEASLEY, 2012). Porém, a partir da fabricação e manutenção nacional, os custos do produto devem cair significativamente.

5 Conclusão

O uso de robôs cirúrgicos tem se tornado muito comum na medicina. Utilizando ferramentas de precisão e estabilidade, eles trazem diversos benefícios aos cirurgiões e pacientes, como maior controle e visão das câmeras do endoscópio, diminuição no tempo de recuperação pós-cirúrgica, assim como minimização de cicatrizes. No entanto, os modelos comerciais já desenvolvidos têm preço elevado e dificuldade na manutenção. Faz-se, então, necessária a criação de alternativas viáveis para atender o Sistema Único de Saúde Brasileiro.

Considerando essa perspectiva, o projeto teve como objetivo geral a implementação e desenvolvimento de um sistema de comunicação sem-fio para ser usado em um robô cirúrgico para realização de procedimentos cirúrgicos minimamente invasivos. Tal objetivo foi alcançado, visto que as mensagens entre módulos foram transmitidas e recebidas com sucesso, de acordo com os protocolos e requisitos propostos.

Para isso, primeiramente foram escolhidos as placas e módulos que melhor se adequavam à aplicação. Em seguida, a comunicação entre os microcontroladores e o *joystick* foi estabelecida. Depois, foi desenvolvido um protocolo que garantia a confiabilidade e integridade das mensagens no seu processo de transmissão e recepção. Por fim, os módulos foram finalizados fisicamente e a rotina de economia de bateria foi desenvolvida para otimização do projeto.

Como resultado, os pacotes de mensagem transmitidos entre os módulos foram testados e confirmados usando a porta serial do receptor. Tanto os requisitos de bateria e alcance quanto requisitos físicos de peso e tamanho foram cumpridos. A mensagem continha todas as informações necessárias para tratamento de dados, processo que será feito na central de controle do projeto.

O desenvolvimento desse trabalho e sua inserção no projeto completo do robô cirúrgico transformou-se em uma alternativa viável às opções estrangeiras, desde que sejam feitas modificações para eliminar o problema de interferência eletromagnética. Com custo reduzido e facilidade de manutenção, o sistema pôde solucionar, parcialmente, a problemática trabalhada na introdução.

Nas etapas intermediárias, diversas dificuldades foram contornadas. Primeiramente, a lógica funcional do código completo foi difícil de obter. Era necessário que o algoritmo funcionasse sem erros devido à aplicação. Para isso, foram realizadas pesquisas sobre otimização de *timers*, não utilização de *delays* e melhorias de estrutura e lógica. Para obtenção da autonomia de bateria, o *datasheet* do processador ATmega32u4 detalhava os registradores responsáveis por isso. Em relação ao ensaio de compatibilidade eletromagnética, as

dificuldades maiores foram para selecionar e adquirir as normas relacionadas ao trabalho. São especificadas diversas normas para vários tipos de equipamento, com conteúdo extenso e custo alto. O autor teve de adquiri-las com ajuda da Biblioteca Central da Universidade de Brasília e ler pelo menos o início de cada uma para filtrar quais eram as adequadas e limitar o escopo do trabalho. Após isso, cada manual dos equipamentos utilizados no ensaio foram lidos e relidos, juntos com a norma, para aprender como realizar o procedimento de forma correta.

Para futuras pesquisas, é interessante realizar o ensaio de susceptibilidade eletromagnética, que complementa o ensaio de interferência para a certificação de compatibilidade eletromagnética. Além disso, podem ser verificadas outras soluções não apenas com os módulos transceptores, mas de atenuação do sinal com um *case* específico. É necessário, também, após modificar o projeto, fazer um estudo do ambiente em que ele será utilizado para verificar requisitos principalmente de distância e interferência. Com obstáculos físicos, a distância de transmissão máxima pode ser reduzida ou a interferência de outros equipamentos pode afetar o funcionamento do produto. Com as alterações realizadas e a garantia que o protótipo alcança os requisitos para os ensaios de interferência e susceptibilidade, o projeto pode ser utilizado na continuação do sistema completo.

Referências

- ABNT. *NBR IEC 60601-1-1:2016*: Equipamento eletromédico — parte 1: Requisitos gerais para segurança básica e desempenho essencial. Rio de Janeiro, 2016. 129 p. Citado na página 31.
- ABNT. *NBR IEC 60601-1-2:2017*: Equipamento eletromédico — parte 1-2: Requisitos gerais para segurança básica e desempenho essencial — norma colateral: Perturbações eletromagnéticas — requisitos e ensaios. Rio de Janeiro, 2017. 94 p. Citado na página 32.
- ABNT. *NBR IEC/CISPR 11:2019*: Equipamentos industriais, científicos e médicos — características das perturbações de radiofrequência — limites e métodos de medição. Rio de Janeiro, 2019. 86 p. Citado 4 vezes nas páginas 32, 33, 34 e 45.
- ADA, L. *Adafruit Feather 32u4 Radio with RFM69HCW Module*. 2016. Disponível em: <<https://cdn-learn.adafruit.com/downloads/pdf/adafruit-feather-32u4-radio-with-rfm69hcw-module.pdf?timestamp=1541506730>>. Acesso em: 06 nov. 2018. Citado 3 vezes nas páginas 35, 36 e 41.
- ATMEL CORPORATION. *ATmega32U4*. [S.l.], 2010. 424 p. Disponível em: <<https://www.pjrc.com/teensy/atmega32u4.pdf>>. Acesso em: 14 nov. 2018. Citado na página 43.
- BEASLEY, R. A. Medical Robots: Current Systems and Research Directions. *Journal of Robotics*, v. 2012, p. 1–14, 2012. Disponível em: <<http://www.hindawi.com/journals/jr/2012/401613/>>. Acesso em: 15 nov. 2018. Citado 4 vezes nas páginas 19, 25, 26 e 58.
- CARRUTHERS, J. B. *Wireless Infrared Communications*. [S.l.], 1997. v. 85, n. 2, 265–298 p. Disponível em: <https://paginas.fe.up.pt/~ee05005/tese/arquivos/wireless_ir_com.pdf>. Acesso em: 17 nov. 2018. Citado na página 23.
- CASALS, A. *Robots in surgery*. [S.l.], 2015. Citado na página 19.
- DAVIES, B. *A review of robotics in surgery*. [S.l.], 2000. Disponível em: <<http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.1003.7597&rep=rep1&type=pdf>>. Acesso em: 15 nov. 2018. Citado na página 25.
- Douglas Boyd, W. et al. *A Comparison of Robot-Assisted Versus Manually Constructed Endoscopic Coronary Anastomosis*. [S.l.], 2000. Disponível em: <[https://www.annalsthoracicsurgery.org/article/S0003-4975\(00\)01738-0/pdf](https://www.annalsthoracicsurgery.org/article/S0003-4975(00)01738-0/pdf)>. Acesso em: 15 nov. 2018. Citado na página 25.
- ELLINGER, F. *Radio frequency integrated circuits and technologies*. [S.l.]: Springer, 2008. 516 p. Citado na página 23.
- FILHO, P.; WEISS, J.; GOEBEL, P. Certificação compulsória e concentração econômica: O caso dos equipamentos eletromédicos no Brasil. In: . [S.l.: s.n.], 2015. Citado na página 30.

- FOROUZAN, B. A. *Comunicação de Dados e Redes de Computadores*. 3. ed. Porto Alegre: Bookman, 2006. 840 p. Citado 2 vezes nas páginas 26 e 27.
- GALLO, M. A.; HANCOCK, W. M. *Comunicação entre Computadores e Tecnologias de Redes*. 1. ed. [S.l.]: Cengage, 2003. Citado 2 vezes nas páginas 27 e 41.
- HOPE MICROELECTRONICS CO. *RFM69HCW ISM TRANSCEIVER MODULE v1.1*. Guangdong, China, 2006. 79 p. Disponível em: <http://www.hoperf.com/rf_transceiver/modules/RFM69HCW.html>. Acesso em: 06 nov. 2018. Citado na página 36.
- HOWE, R. D.; MATSUOKA, Y. *Robotics for Surgery*. [S.l.], 1999. Disponível em: <www.annualreviews.org>. Acesso em: 21 nov. 2018. Citado na página 19.
- INTUITIVE SURGICAL INC. *INTUITIVE SURGICAL AND COMPUTER MOTION ANNOUNCE MERGER AGREEMENT - ISRG Current report filing (8-K) EXHIBIT 99.1*. 2003. Disponível em: <<https://sec.edgar-online.com/intuitive-surgical-inc/8-k-current-report-filing/2003/03/07/Section10.aspx>>. Citado na página 26.
- KAHN, J. M.; BARRY, J. R. Wireless Infrared Communications. *2014 22nd International Conference on Software, Telecommunications and Computer Networks, SoftCOM 2014*, v. 9219, n. 97, p. 111–120, 2014. Disponível em: <<https://pdfs.semanticscholar.org/4760/358fdefdea575e9d8992817f1551a78f607b.pdf>>. Acesso em: 17 nov. 2018. Citado na página 24.
- MICRONIX. *Electromagnetic anechoic box MY5310*. 2017. Disponível em: <<http://www.micronix-jp.com/english/file-download/catalog/pdf/Eng.MY5310S.pdf>>. Acesso em: 15 nov. 2019. Citado 2 vezes nas páginas 46 e 47.
- MUNOZ, V. et al. A medical robotic assistant for minimally invasive surgery. *Proceedings 2000 ICRA. Millennium Conference. IEEE International Conference on Robotics and Automation. Symposia Proceedings (Cat. No.00CH37065)*, v. 3, n. April, p. 2901–2906, 2000. Disponível em: <https://www.researchgate.net/profile/Carlos_Vara_Thorbeck/publication/3847488_Medical_robotic_assistant_for_minimally_invasive_surgery/links/02e7e53395d063f679000000/Medical-robotic-assistant-for-minimally-invasive-surgery.pdf?origin=publication_detail>. Acesso em: 21 nov. 2018. Citado na página 19.
- NGUAN, C.; GIRVAN, A.; LUKE, P. P. Robotic surgery versus laparoscopy; a comparison between two robotic systems and laparoscopy. *Journal of robotic surgery*, Springer, v. 1, n. 4, p. 263–8, 2008. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25484975>>. Acesso em: 15 nov. 2018. Citado na página 25.
- OTT, H. W. *Electromagnetic Compatibility Engineering*. New Jersey: John Wiley & Sons, Inc., 2009. 843 p. ISBN 9780470189306. Citado 2 vezes nas páginas 28 e 29.
- PAUL, C. R. *Introduction to Electromagnetic Compatibility*. 2nd. ed. New Jersey: John Wiley & Sons, Inc., 2006. 1013 p. ISBN 9780471755005. Citado 2 vezes nas páginas 28 e 29.
- PRASAD, S. et al. The effect of robotic assistance on learning curves for basic laparoscopic skills. *American Journal of Surgery*, Elsevier Inc., v. 183, n. 6, p.

702–707, 7 2002. Disponível em: <[https://www.americanjournalofsurgery.com/article/S0002-9610\(02\)00871-1/fulltext](https://www.americanjournalofsurgery.com/article/S0002-9610(02)00871-1/fulltext)>. Acesso em: 15 nov. 2018. Citado na página 25.

RAMIREZ, R.; GREEN, R. *Indoor Optical Wireless Communications*. 1999. 7 p. Citado na página 23.

SOARES, E. P. Introdução a Compatibilidade Eletromagnética Automativa. p. 7, 2013. Citado na página 28.

VAZE, A. M. Robotic laparoscopic surgery: A comparison of the da vinci and zeus systems. 2002. Disponível em: <https://www.bhj.org.in/journal/2002_4402_apr/endo_208.htm>. Acesso em: 15 nov. 2018. Citado na página 26.

WEBSTER, T. M. et al. ROBOTIC ASSISTED LAPAROSCOPIC RADICAL PROSTATECTOMY VERSUS RETROPUBIC RADICAL PROSTATECTOMY: A PROSPECTIVE ASSESSMENT OF POSTOPERATIVE PAIN. *The Journal of Urology*, v. 174, n. 3, p. 912–914, sep 2005. Citado na página 25.

Anexos

ANEXO A – Código do Bloco Transmissor

```

1 // Comunicação em Rádio-Frequência por meio de Joystick
2 // para Movimentação de Robô Cirúrgico
3 // Código para Bloco Transmissor
4 // Desenvolvido por Leonardo Bonifácio (leohb2@gmail.com) - 2018
5
6 #include <SPI.h>
7 #include <RH_RF69.h>
8 #include <avr/sleep.h>
9 #include <avr/wdt.h>
10
11 #define FLAG_VERBOSE 0
12
13 // Defines do módulo RFM69
14 #define RFM69_CS 8
15 #define RFM69_RST 4
16 #define RFM69_INT 7
17
18 // Defines para aplicação
19 #define JX A1 // eixo X
20 #define JY A0 // eixo Y
21 #define BATTERY_INPUT A9
22 #define LEDPWR 11 // LED de power
23
24 // Variaveis globais para aplicação
25 uint16_t packetnum = 0; // contador de pacotes. usado para controle.
26 float measuredvbat = 0; // variável para leitura de bateria
27 int rpacotex = 0;
28 int rpacotey = 0;
29 int wdte = 0;
30
31 #define BATTERY_INPUT A9 // pino para controle de bateria
32 #define RF69_FREQ 900 // frequência dos módulos. manter igual para os dois
33
34 RH_RF69 rf69(RFM69_CS, RFM69_INT);
35

```

```
36 // ***** SETUP *****
37 void setup()
38 {
39     #if FLAG_VERBOSE
40     Serial.begin(115200);
41     //while (!Serial) { delay(1); } // manter comentado
42     #endif
43
44     pinMode(RFM69_RST, OUTPUT); // reset da placa
45     pinMode(11, OUTPUT); // pino do LED de power como saída
46     digitalWrite(RFM69_RST, LOW);
47
48     // manual reset
49     digitalWrite(RFM69_RST, HIGH);
50     delay(10);
51     digitalWrite(RFM69_RST, LOW);
52     delay(10);
53
54     rf69.init();
55     rf69.setFrequency(RFM69_FREQ);
56     rf69.setTxPower(14, true); // potencia de transmissão
57
58     // chave de segurança. igual para os dois
59     uint8_t key[] = {0x01, 0x02, 0x03, 0x04, 0x05, 0x06, 0x07, 0x08,
60                     0x01, 0x02, 0x03, 0x04, 0x05, 0x06, 0x07, 0x08
61                     };
62     rf69.setEncryptionKey(key);
63 }
64 // ***** LOOP *****
65 void loop() {
66     sleep();
67
68     joyRead();
69     envioPacote();
70     packetnum++;
71
72     wdtc++;
73     if(wdtc==140){
74         Blink(LED_PWR, 10, 1);
```

```
75     wdtc = 0;
76 }
77 }
78 // ***** FUNÇÕES *****
79
80 // FUNCAO LEITURA JOYSTICK
81 char joyRead(){
82     int x = analogRead(JX);
83     int y = analogRead(JY);
84
85     rpacotex = x;
86     rpacotey = y;
87
88     return rpacotex, rpacotey;
89 }
90
91 // FUNCAO ENVIO DE PACOTE
92 char envioPacote(){
93     char pacote[30];
94     char pacotecrc[30];
95     int b = batRead()*100;
96     int i=0;
97     uint8_t crc = 0;
98
99     sprintf(pacote, "%i,%i,%i,%u!", rpacotex, rpacotey, b, packetnum);
100
101     for(i=0; i<strlen(pacote); i++){
102         crc += pacote[i];
103     }
104
105     sprintf(pacotecrc, "%i,%i,%i,%u,%u!", rpacotex, rpacotey, b, packetnum, crc);
106
107     #if FLAG_VERBOSE
108     Serial.print("Enviando pacote: ");
109     Serial.println(pacotecrc);
110     #endif
111
112     rf69.send(pacotecrc, strlen(pacotecrc)); // envio de dados
113     rf69.waitPacketSent(); // aguarda os dados serem enviados
```

```
114 }
115
116 // FUNÇÃO LEITURA BATERIA
117 float batRead(){
118     measuredvbat = analogRead(BATTERY_INPUT);
119     measuredvbat *= 2;
120     measuredvbat *= 3.3;
121     measuredvbat /= 1024;
122     //Serial.print("VBat: ");
123     //Serial.println(measuredvbat);
124
125     return measuredvbat;
126 }
127
128 // FUNÇÃO PISCAR LED
129 void Blink(byte PIN, byte DELAY_MS, byte loops) {
130     for (byte i = 0; i < loops; i++) {
131         digitalWrite(PIN, HIGH);
132         delay(DELAY_MS);
133         digitalWrite(PIN, LOW);
134         delay(DELAY_MS);
135     }
136 }
137
138 // FUNÇÃO SLEEP
139 void sleep(){
140     MCUSR = 0;
141
142     // Alterações nos registradores
143     WDTCSR = bit (WDCE) | bit (WDE);
144     WDTCSR = bit (WDIE) | bit (WDPO);
145     wdt_reset();
146
147     set_sleep_mode (SLEEP_MODE_PWR_DOWN);
148     noInterrupts ();
149     sleep_enable();
150
151     interrupts ();
152     sleep_cpu ();
```



```
153
154     sleep_disable();
155 }
156
157 // INTERRUPT DO WDT
158 ISR (WDT_vect){
159     wdt_disable(); // interrupção
160 }
```


ANEXO B – Código do Bloco Receptor

```

1 // Comunicação em Rádio-Frequência por meio de Joystick
2 // para Movimentação de Robô Cirúrgico
3 // Código para Bloco Receptor
4 // Desenvolvido por Leonardo Bonifácio (leohb2@gmail.com) - 2018
5
6 #include <SPI.h>
7 #include <RH_RF69.h>
8
9 // Defines do módulo RFM69
10 #define RFM69_CS      8
11 #define RFM69_INT     7
12 #define RFM69_RST     4
13
14 #define RF69_FREQ 900 // frequência dos módulos. manter igual para os dois
15
16 // Instanciando o radio driver
17 RH_RF69 rf69(RFM69_CS, RFM69_INT);
18
19 // ***** SETUP *****
20 void setup()
21 {
22     Serial.begin(115200);
23     //while (!Serial) { delay(1); } // manter comentado
24
25     pinMode(RFM69_RST, OUTPUT); // reset da placa
26     digitalWrite(RFM69_RST, LOW);
27
28     // manual reset
29     digitalWrite(RFM69_RST, HIGH);
30     delay(10);
31     digitalWrite(RFM69_RST, LOW);
32     delay(10);
33
34     rf69.init();
35     rf69.setFrequency(RF69_FREQ);

```

```
36
37 // chave de segurança. igual para os dois
38 uint8_t key[] = { 0x01, 0x02, 0x03, 0x04, 0x05, 0x06, 0x07, 0x08,
39                 0x01, 0x02, 0x03, 0x04, 0x05, 0x06, 0x07, 0x08};
40 rf69.setEncryptionKey(key);
41 }
42 // ***** LOOP *****
43 void loop(){
44     if (rf69.available()) { // checa se o módulo esta disponível;
45         uint8_t buf[RH_RF69_MAX_MESSAGE_LEN]; // armazena dados
46         uint8_t len = sizeof(buf); // define tamanho dos dados
47         if (rf69.recv(buf, &len)){ // se houver mensagem
48             if (!len) return;
49             buf[len] = 0;
50         }
51         Serial.print("Recebida: ");
52         Serial.println((char*)buf);
53     }
54 }
```