



# TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

## **PÍLULA INTELIGENTE: PROTOTIPAGEM E ANÁLISE DE DADOS EXPERIMENTAIS**

Autor: Paulo Alexandre de Carvalho Cunha

Orientador: Prof. Leonardo R. A. X. de Menezes, PhD

Brasília, Dezembro de 2013

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA**

**FACULDADE DE TECNOLOGIA**

**DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA**  
**FACULDADE DE TECNOLOGIA**  
**DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**PÍLULA INTELIGENTE:**  
**PROTOTIPAGEM E ANÁLISE DE DADOS EXPERIMENTAIS**

**PAULO ALEXANDRE DE CARVALHO CUNHA**

**ORIENTADOR: PROF. LEONARDO R.A.X. DE MENEZES, PHD**

**PROJETO FINAL DE GRADUAÇÃO**

**BRASÍLIA/DF: DEZEMBRO/2013**

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA**

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA**  
**FACULDADE DE TECNOLOGIA**  
**DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**PÍLULA INTELIGENTE:**  
**PROTOTIPAGEM E ANÁLISE DE DADOS EXPERIMENTAIS**

**PAULO ALEXANDRE DE CARVALHO CUNHA**

**PROJETO FINAL DE GRADUAÇÃO SUBMETIDO AO DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA DA FACULDADE DE TECNOLOGIA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE ENGENHEIRO ELÉTRICO.**

**APROVADO POR:**

---

**LEONARDO R. A. X. DE MENEZES, PhD, UnB**  
**(Orientador)**

---

**ANTONIO JOSÉ MARTINS SOARES, Doutor, UnB**  
**(Examinador Interno)**

---

**FRANKLIN DA COSTA SILVA, Doutor, UnB**  
**(Examinador Interno)**

---

**FAUSY SOLINO DIAS, Mestre, UFCG**  
**(Examinador Externo)**

**BRASÍLIA/DF, 20 DE DEZEMBRO DE 2013**

## **FICHA CATALOGRÁFICA**

Cunha, Paulo Alexandre de Carvalho.

Pílula Inteligente: Prototipagem e Análise de Dados Experimentais / Paulo Alexandre de Carvalho Cunha.  
Brasília: UnB, 2013. 68 p. : il. ; 29,5 cm.

Monografia (Graduação) – Universidade de Brasília  
Faculdade de Tecnologia, Brasília, 2013. Orientação:  
Dr. Leonardo R. A. X. de Menezes.

1. Cápsula. 2. Endoscópica. 3. Eletrônica I. Menezes, Leonardo R. A. X. II. Pílula Inteligente: Prototipagem e Análise de Dados Experimentais.

## **REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA**

CUNHA, P. A. C. (2013). PÍLULA INTELIGENTE: PROTOTIPAGEM E ANÁLISE DE DADOS EXPERIMENTAIS. Projeto Final de Graduação em Engenharia Elétrica. Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, DF, 68 p.

## **CESSÃO DE DIREITOS**

AUTOR: Paulo Alexandre de Carvalho Cunha

TÍTULO: PÍLULA INTELIGENTE: PROTOTIPAGEM E ANÁLISE DE DADOS EXPERIMENTAIS.

GRAU: Engenheiro

ANO: 2013

É concedido à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias deste projeto final de graduação e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte dessa dissertação de graduação pode ser reproduzida sem autorização por escrito do autor.

---

Paulo Alexandre de Carvalho Cunha

## **DEDICATÓRIA**

A meu pai, minha mãe, minha irmã e namorada pelo suporte.

Aos professores Leonardo R. A. X. e Antonio Martins.

E aos parceiros de laboratório João Paulo e Giovanni Ganime.

Paulo Cunha

## **AGRADECIMENTO**

Gostaria de agradecer a cada um dos professores e técnicos que me ajudaram, seja tirando dúvidas, dando sugestões ou colaborando para montagem dos experimentos. Em especial agradeço ao Professor Leonardo R.A.X. pela sua grandiosa ajuda e dedicação durante a orientação deste projeto, ao Professor João Paulo Leite por apresentar um nível incrível de paciência e solidariedade e ao Mestre Giovanni César Ganime Alves pela parceria e suporte nos momentos difíceis no desenvolvimento deste trabalho. Agradeço ainda aos amigos e familiares que sempre me incentivaram cada um a sua maneira.

## **RESUMO**

Este projeto visa desenvolver uma base para pesquisas no campo da endoscopia sem fio, uma área relativamente nova e que ainda pode sofrer muitas melhorias em um futuro próximo. Este trabalho teve como objetivo abordar o desenvolvimento de um protótipo passível de melhoramento de forma detalhada e didática seguindo normas técnicas nacionais e internacionais e um estudo de sua viabilidade através da análise espectral das modulações digitais compatíveis e da análise telemétrica dos dados utilizando o indicador de força do sinal recebido (Received Signal Strength Indicator ou RSSI) e da taxa de erro de pacote (Packet Error Rate ou PER), obtidos experimentalmente usando um meio físico feito para simular um corpo humano. Desta forma se pode distinguir diversos tópicos que podem servir de fonte para pesquisa em Engenharia Biomédica, além de outras áreas como Rádio Frequência e Prototipagem de Circuitos.

Palavras-chave: pílula, inteligente, endoscopia, wireless, prototipagem, RSSI, PER

## **ABSTRACT**

This project aims to develop a basis for research in wireless endoscopy, a relatively new area and that may undergo many improvements in the near future. This study aimed to address the development of a prototype capable of improving comprehensive and didactic manner following national and international standards and a study of its feasibility through spectral analysis of digital modulations and compatible telemetric data analysis using the power indicator received signal (received Signal Strength Indicator or RSSI) and packet error rate (PER or packet error Rate) obtained experimentally using a physical environment designed to simulate a human body. Thus one can distinguish various topics that can serve as a source for research in Biomedical Engineering, and other areas such as Radio Frequency Circuits and Prototyping.

## SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	x
LISTA DE TABELAS.....	xii
1- Introdução.....	1
2- Referência Bibliográfica.....	3
2.1- Pílula Inteligente.....	3
2.2- Aspectos relevantes sobre sistemas implantáveis sem fio e a telemetria de seus dados.....	5
2.2.1- Rádio frequência.....	6
2.2.2- Modulações digitais.....	7
2.2.3- Modelagem do corpo humano.....	11
2.2.4- Taxa de erro de pacote ou Packet Error Rate (PER).....	13
2.2.5- Indicador de Força do Sinal Recebido ou Received Signal Strength Indicator(RSSI).....	14
3- Cenário para desenvolvimento de uma pílula inteligente.....	16
3.1- Link budget, limites de potência e banda de frequência.....	16
3.2- Legislação Nacional.....	17
3.3- Especificações e soluções existentes.....	18
3.4- Estrutura básica para desenvolvimento e simulações.....	23
3.4.1- Placa-alvo ou Target board.....	23
3.4.2- Montagem da placa de teste da antena.....	25
3.4.3- Programação do microcontrolador e simulações.....	26
3.5- Conclusões.....	27
4- Aspectos importantes para montagem da pílula inteligente e sua análise telemétrica.....	29
4.1- Antenas implantáveis.....	29
4.1.1- Configuração necessária.....	29
4.1.2- Configuração utilizada.....	29
4.2- Microcontrolador.....	31
4.2.1- Configuração necessária.....	31
4.2.2- Configuração utilizada.....	32
4.3- Bateria.....	33
4.3.1- Configuração necessária.....	33
4.3.2- Configuração utilizada.....	33
4.4- Sensores.....	34

4.4.1-	Configuração necessária.....	34
4.4.2-	Configuração utilizada.....	34
4.5-	Placa de circuito impresso.....	34
4.5.1-	Configuração necessária.....	34
4.5.2-	Configuração utilizada.....	35
4.6-	Encapsulamento.....	35
4.6.1-	Configuração necessária.....	35
4.6.2-	Configuração utilizada.....	36
4.7-	Modelagem do canal de propagação.....	36
4.7.1-	Configuração necessária.....	36
4.7.2-	Configuração utilizada.....	36
4.8-	Conclusão.....	37
5-	Simulações e resultados.....	38
5.1-	Experimento 1.....	38
5.1.1-	Análise espectral.....	38
5.2-	Experimento 2.....	41
5.2.1-	RSSI sem phantom.....	41
5.2.2-	RSSI com phantom.....	42
5.3-	Experimento 3.....	43
5.3.1-	PER sem phantom.....	43
5.3.2-	PER com phantom.....	44
6-	Conclusões e trabalhos futuros.....	45
7-	Bibliografia.....	47
Anexo A-1	.....	50
Anexo A-2	.....	51
Anexo A-3	.....	52
Anexo B-1	.....	53
Anexo B-2	.....	54
Anexo B-3	.....	55

## LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1.1 – Detalhamento da cápsula endoscópica M2A.....	3
Figura 2.2.1 – Estrutura de um sistema implantável sem fio.....	5
Figura 2.2.2.1 – Sinal modulado em BASK.....	8
Figura 2.2.2.2 – Sinal modulado em OOK.....	9
Figura 2.2.2.3 – Sinal modulado em MASK.....	9
Figura 2.2.2.4 – Sinal modulado em MFSK.....	10
Figura 2.2.3.1 – Vista em corte transversal do phantom de multicamadas sendo: (a) modelo de três camadas com antena localizada (retângulo tracejado) em 1 e 2 como em [9] e [10], respectivamente; (b) diferentes possibilidades de espessura da camada de gordura em [11]. Dimensões dadas em milímetros. ....	13
Figura 2.2.5.1 – Relação esperada entre RSSI e $[-\log(\text{distância})]$ .....	15
Figura 3.3.1 – Possíveis organizações dos componentes de uma pílula eletrônica.....	19
Figura 3.3.2 – Antenas impressas tridimensionais seguindo o formato da cápsula.....	19
Figura 3.3.3 – Diagrama de blocos do microcontrolador ZL70102.....	20
Figura 3.3.4 – Por dentro da PillCam Colon 2.....	22
Figura 3.3.5 – Placa de circuito flexível com 0,1mm de espessura dentro de uma cápsula vazia.....	22
Figura 3.3.6 – Organização da cápsula dada pela patente número US8454496 B2.....	23
Figura 3.4.1.1 – Fotos da Target Board projetada.....	24
Figura 3.4.2.1 – Desenho e dimensões da placa de testes.....	25
Figura 3.4.2.2 – Detalhes da soldagem.....	25
Figura 3.4.2.3 – Fotos da placa de teste confeccionada.....	26
Figura 3.4.3.1 – Placas SmartRF TrxEB, módulos CC1101EMK433, placa de interface e debug MSP-FET430UIF e antenas para frequência de 433MHz.....	27
Figura 3.5.1 – Foto dos equipamentos utilizados para experimento envolvendo espectro de frequência.....	28
Figura 3.5.2 – Foto dos equipamentos utilizados para experimento envolvendo medições telemétricas.....	28
Figura 4.1.2.1 – Padrão de radiação.....	30
Figura 4.1.2.2 – Perda de retorno.....	30
Figura 4.7.2.1 – Espessuras das camadas que formam o modelo de phantom utilizado.....	36

Figura 4.8.1 – Fotos do protótipo em escala desenvolvido.....	37
Figura 5.1.1.1 – Configuração utilizada durante o experimento.....	38
Figura 5.1.1.2 – Modulação 2-FSK.....	40
Figura 5.1.1.3 – Modulação GFSK.....	40
Figura 5.1.1.4 – Modulação OOK/ASK.....	40
Figura 5.1.1.5 – Modulação MSK.....	40
Figura 5.1.1.6 – Modulação 2-FSK com phantom.....	41
Figura 5.1.1.7 – Modulação GFSK com phantom.....	41
Figura 5.1.1.8 – Modulação OOK/ASK com phantom.....	41
Figura 5.1.1.9 – Modulação MSK com phantom.....	41
Figura 5.2.1.1 – RSSI com modulação 2-FSK.....	42
Figura 5.2.1.2 – RSSI com modulação GFSK.....	42
Figura 5.2.1.3 – RSSI com modulação OOK/ASK.....	42
Figura 5.2.1.4 – RSSI com modulação MSK.....	42
Figura 5.2.2.1 – RSSI com modulação 2-FSK sobre phantom.....	43
Figura 5.2.2.2 – RSSI com modulação GFSK sobre phantom.....	43
Figura 5.2.2.3 – RSSI com modulação OOK/ASK sobre phantom.....	43
Figura 5.2.2.4 – RSSI com modulação MSK sobre phantom.....	43
Figura 5.3.1.1 – Medição de PER em condições ideais.....	43
Figura 5.3.2.1 – Medição de PER em meio simulado.....	44

## LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1.1 – Quadro comparativo das cápsulas endoscópicas disponíveis no mercado.....	4
Tabela 2.2.1.1 – Faixas de espectro eletromagnético.....	6
Tabela 2.2.1.2 – Faixas de frequências ISM recomendadas pelo ITU-R.....	7
Tabela 2.2.3.1 – Propriedades dielétricas de diferentes tecidos humanos para frequência de 433 MHz.....	12
Tabela 2.2.3.2 – Propriedades dielétricas de diferentes tecidos humanos para frequência de 868 MHz.....	12
Tabela 2.2.3.3 – Propriedades dielétricas de diferentes tecidos humanos para frequência de 915 MHz.....	12
Tabela 3.1.1 – Link Budget dado pelo ITU-R.....	17
Tabela 3.2.1 – Tabela que é citada no artigo 7º (“Tabela II”).....	18
Tabela 3.3.1 – Dimensões e potências dos componentes SMD padrões.....	21
Tabela 3.3.2 – Projetos feitos para pesquisas sobre pílula inteligente.....	22

## 1. Introdução

Grande parte dos problemas relacionados ao câncer no sistema gastrointestinal pode ser sanada quando estes forem detectados em seus estágios iniciais. Para tanto, tem-se vários métodos não invasivos de detecção, tais como: exame de fezes, enema opaco com duplo contraste, análise genética e muitos outros métodos; porém, nenhum destes consegue obter uma precisão no diagnóstico devido às imagens reais e os exemplares de biopsia, graças a uma interação direta com o tecido – fato logrado pela endoscopia.

A moderna endoscopia com fio, apesar de haver um esforço das instituições de pesquisa e da indústria para melhorá-la, ainda causa muito desconforto e dor nos pacientes, além de que, para o caso de exames sobre o intestino delgado, têm-se diversos problemas causados pelo excesso de curvas, além da limitação de distância que a sonda é capaz de atingir, tendo em vista que aquele órgão possui de cinco a oito metros, fazendo com que muitos exames nesta área sejam imprecisos.

Devido à necessidade de se fazer exames médicos em casos difíceis, quando, por exemplo, da dificuldade de intubação do paciente com doenças no sistema digestivo ou uma análise em uma região onde o endoscópio tradicional não alcança, do surgimento de situações em que há o interesse de coleta de dados por um determinado período de tempo em uma região de difícil acesso do corpo, foram desenvolvidos trabalhos sobre a endoscopia sem fio.

Entre as cápsulas endoscópicas atuais, tem-se um foco para o auxílio no diagnóstico de doenças, tais como: doença de Crohn, doença celíaca, tumor canceroso benigno, colite ulcerosa, doença de refluxo gastroesofágico (DRGE) e esôfago de Barrett – enfermidades que estão afetando milhões de pessoas em todo mundo; um cenário que tende a piorar, tendo em vista que em diversos países está ocorrendo o fenômeno de envelhecimento populacional que traz, conseqüentemente, o aumento da necessidade de recursos hospitalares.

Neste sentido, há uma tendência de surgimento de pesquisas dedicadas ao melhoramento de diversas características relacionadas à pílula inteligente, como, por exemplo, a diminuição de suas dimensões – o que pode gerar uma melhor recepção pelo usuário, a qualidade de captação, transmissão e recebimento de dados e a quantidade de sensores – fatores que implicam diretamente na facilidade e precisão que o profissional de saúde terá para dar o seu diagnóstico.

O diagnóstico tem, por finalidade, atender a necessidade de monitoramento com imagens de alta qualidade em tempo real, via conexão de banda-larga – desejada para uma alta capacidade de transferência de dados, melhorando a resolução da imagem (através de alta

frequência, pode colaborar para a existência de imagens que excedem 2 megapixels (ou seja, maior que 1920 x 1080).

Como exemplo de tentativa de desenvolvimento de alta qualidade, tem-se que em [8], uma equipe coreana utilizou como frequência 1,2 GHz para onda portadora e uma banda de 20 MHz em uma cápsula para providenciar uma transmissão a uma taxa de dados de 20 Mb/s. Porém, tal faixa de frequência está indisponível para a maioria dos países, além de sofrer uma forte interferência com o sinal de GPS.

Como alternativa, tem-se o espectro de frequência conhecido como UWB (*Ultra Wide Band*), que trabalha em uma faixa de frequência entre 3,1 a 10,6 GHz que, ao ser aplicada em aparelhos *wireless*, proporciona diversas vantagens. Para o caso das cápsulas inteligentes, é notável o surgimento de alguns pontos positivos, tais como: aumento da vida da bateria, aumento da taxa de dados, aumento da resolução e diminuição da interferência, sem violar os requisitos de segurança. Além de possibilitar o trabalho com sequências de imagens de até 10 *frames/s* e diminuição do tamanho da antena, ou seja, além de todas as vantagens supramencionadas, tem-se ainda a capacidade de diminuição do volume total do dispositivo.

Existe um conceito muito interessante – o *lab-on-a-chip* – que reúne o máximo de recursos disponíveis em um laboratório em um único *chip*. Entre as cápsulas inteligentes, têm-se alguns tipos de sensores, como, por exemplo, o de pH e de temperatura e pressão, porém, ainda é possível integrar sistemas de locomoção e localização a fim de possibilitar tanto a dosagem de remédios quanto à realização de biopsias.

Outros recursos que tem se apresentado como temas relevantes para pesquisas recentes são: a utilização de alimentação sem fio e as técnicas de comunicação com multiacesso. A primeira é capaz de gerar resultados positivos, tais como: aumento do tempo de funcionamento, aumento no espaço interno da cápsula e aumento da resolução das imagens. A segunda é capaz de gerar desenvolvimentos em aplicações ainda não disponíveis comercialmente, como, por exemplo, trabalhos que fazem uso de várias pílulas simultaneamente, possibilitando o monitoramento de vários pacientes ao mesmo tempo.

Em suma, é notável o crescimento no interesse em relação à pílula inteligente tanto como área de pesquisa quanto como área de mercado que pode ser explorada, sendo esta última, de acordo com a *Market and Markets*, que vem se destacando cada vez mais, tendo em vista que atingiu a marca de US\$6,1 bilhões no mercado internacional em 2011, com uma perspectiva de crescimento de até US\$9,7 bilhões até 2016, graças à necessidade da área médica de possuir aparelhos capazes de efetuar exames não invasivos, tornando esta uma atividade recompensadora.

## 2. Revisão Bibliográfica

### 2.1 Pílula Inteligente

Com o desafio de criar um aparelho capaz de proporcionar um exame endoscópico sem fio, nasceu, como possível solução, a ideia de desenvolvimento de uma cápsula inteligente, apresentando seus primeiros resultados em 1957, com a publicação dos artigos *Endoradiosonde* e *Radio pill*, na revista *Nature*. Entretanto, apenas na década de 1980, com o apoio da *National Aeronautics and Space Administration* (NASA), fez-se a primeira cápsula, porém, apenas com a capacidade de medir a temperatura interna do corpo. No início da década de 1990, pesquisou-se a possibilidade da criação de uma câmera sem fio em miniatura, e, em meados da década de 1990, desenvolveu-se o primeiro protótipo (patente número US 5604531 A) com apoio da empresa Given Imaging (Yokneam, Israel). Este consistia em um conceito ainda utilizado – a separação do dispositivo em três subsistemas, a saber: o transmissor/sensor de imagem, receptor/gravador e a estação de trabalho.

Neste sentido, após anos de testes, deu-se em 1999, o primeiro homem a engolir uma cápsula inteligente – o mestre pesquisador C. Paul Swain, sem apresentar nenhuma complicação durante o experimento.

Tal protótipo gerou inúmeras pesquisas que permitiram desenvolver, em 2003, o primeiro modelo comercial, chamado de M2A (*mouth to anus*) (vide Figura 2.1.1), com o objetivo de visualizar anormalidades no intestino delgado. Após o desenvolvimento na qualidade da imagem e da transmissão, o seu nome foi alterado para PillCam SB (que significa *Small Bowel*) – ainda disponível no mercado.



Figura 2.1.1 – Detalhamento da cápsula endoscópica M2A [1]

Os primeiros sistemas desenvolvidos eram simples: utilizavam um transmissor básico com base na topologia ofertada pelo oscilador de Hartley e de Collpitts, que transmitiam em baixa frequência e, conseqüentemente, forneciam pouca quantidade de dados que vinham de sensores. Tal sinal era transmitido para aparelhos externos ao corpo para acompanhamento de parâmetros fisiológicos inerentes a alguns órgãos. Porém, apesar da simplicidade, os primeiros sistemas possuíam uma dimensão relativamente grande, quando da grande quantidade de componentes que tinham como objetivo a medição da temperatura, do pH e da pressão diretamente de dentro do corpo.

A partir do desenvolvimento inicial, houve um aumento no interesse nesta linha de pesquisa, o que gerou uma diversidade tanto de protótipos quanto de produtos finais disponíveis em diversos lugares no mundo.

Entre os sistemas endoscópicos sem fio comercializados disponíveis no momento, tem-se: a PillCam (SB) – fabricada pela Given Imaging, a MiroCam – da IntroMedic, e a EndoCapsule – da Olympus. Também é possível encontrar no mercado a cápsula endoscópica Sayaka, da RF System CO. Ltd, que trouxe diversas inovações principalmente na área de fonte de alimentação sem fio e na capacidade de rotação da câmera localizada lateralmente. E ainda, vale destacar o modelo SmartPill, que trouxe diversas inovações na área de medições de informações essenciais do corpo, mas que não está mais disponível no mercado devido ao acordo de venda de sua manufatura feito pela fabricante à Given Imaging, fabricante da PillCam. Além dos modelos supramencionados, têm-se vários protótipos feitos por diversas empresas e entidades de pesquisa dos mais diversos lugares do mundo.

No quadro 2.1.1, a seguir, tem-se algumas especificações relevantes das pílulas supramencionadas.

Modelo	Fabricante	Sensores	Freq. (MHz)	Taxa de Dados	Fonte de Alimentação	Dimensões	Resolução e Frequência das Imagens da Câmera	Tempo de Operação
PillCam (SB)	Given Imaging	Micron, CMOS	402-405 e 433 (Zarlink)	800kbps (4FSK)	Bateria	11mmx26mm <4g	14 imagens por segundo ou 2600 imagens coloridas	8 horas
EndoCapsule	Olympus Optical	Câmera CCD, 1920 x 1080	-	-	Bateria	11mmx26mm 3.8g	2 imagens por segundo	8 horas
Sayaka	RF System Lab	Sensor de imagem CCD	-	-	Wireless	9mmx23mm	30 imagens por segundo	8 horas (870.000 imagens)
Mirocam	IntroMedic	Câmera (320 x 320 pixels)	Corpo como canal transmitido	-	Bateria	11mmx24mm 3.4g	3 imagens por segundo	11+ horas (118.800 imagens)
Cápsula OMOM	ChongQing JinShan Science & Technology	-	-	-	Bateria Recarregável	13mmx27.9mm <6g	2-15 frames por segundo	8 horas
SmartPill	Smartpill Corp.	Acidez (pH), pressão e temperatura	-	-	Bateria	13mmx26mm	Apenas sensor de dado discreto	-

Quadro 2.1.1 – Quadro comparativo das cápsulas endoscópicas disponíveis no mercado

Entre as cápsulas disponíveis no mercado, destaca-se a PillCam, pois, além de ter sido a pioneira na área, já registrou mais 1,5 milhão de pacientes tratados, por meio das mais diversas versões (PillCam SB, PillCam SB2 e PillCam SB3 – utilizadas para a visualização do intestino delgado; e, PillCam COLON – utilizada para visualização da mucosa do cólon). Neste sentido, a Given Imaging torna-se a multinacional produtora deste tipo de cápsula com maior participação do mercado. Sem dúvida, os seus dispositivos tornaram-se referência para estudos na área.

Observando as cápsulas atualmente disponíveis no mercado, é possível perceber a preferência às baixas frequências de transmissão, uma vez que, apresentam melhor penetração no meio biológico e sofrem menos interferência de sinais provindos de meios externos. Porém geram dificuldade na montagem do dispositivo devido à necessidade de um número maior de componentes com dimensões consideráveis para o projeto, tal dificuldade aumenta ainda mais devido ao trabalho com radiofrequência em áreas como, por exemplo, o interior de um corpo humano, que, devido a sua constituição natural, proporciona um ambiente ruim para propagação do campo irradiado, além de limitar a quantidade de dados que podem ser transmitidos; porém, evita a ocorrência de problemas fisiológicos causados per efeito térmico, além de outros efeitos que ainda estão sendo estudados – o desencadeamento de reações indesejadas em alguns órgãos, entre outros fatores.

## 2.2 Aspectos relevantes sobre sistemas implantáveis sem fio e a telemetria de seus dados

Em um sistema de monitoramento de saúde ideal que utiliza tecnologia implantável sem fio para se obter e transmitir informações, faz-se importante seguir uma estrutura com base na formação de um sistema de comunicação que seja capaz de proporcionar a manipulação necessária sobre o sinal, de tal forma que disponibilize as operações necessárias para a sua plena aplicação. Para tanto, foi estruturado um sistema constituído em uma estação base, um canal de propagação e o transmissor, conforme evidenciado na Figura 2.2.1, a seguir.

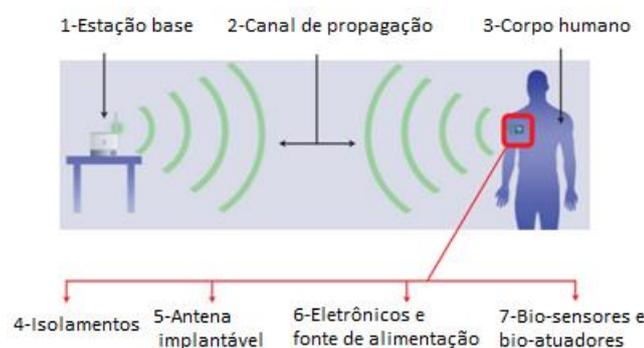


Figura 2.2.1 – Estrutura básica de um sistema implantável sem fio [2]

Diante do exposto, é possível notar a relevância de se destacar alguns conceitos básicos, tais como: Radiofrequência, Modulação de Sinais Digitais e a Modelagem do Corpo Humano, além de tópicos relacionados à telemetria do sinal, como, por exemplo, PER e RSSI.

### 2.2.1 Rádio frequência

Devido à possibilidade da variação da frequência de uma onda eletromagnética é possível descrever um espectro onde, para cada valor da referida frequência, tem-se a possibilidade de obtenção de propriedades e diversas possíveis aplicações. Entre as frequências que podem ser adquiridas, destaca-se a rádio frequência – caracterizada por ser uma radiação não ionizante, ou seja, os seus fótons possuem energia menores que 13 eV e não são capazes de ionizar moléculas de água; é aplicável em sistemas de telecomunicações. Na tabela 2.2.1.1, a seguir, expressam-se os valores utilizados dentro desta faixa no espectro e a sua respectiva denominação:

<b>Denominação</b>	<b>Abreviatura</b>	<b>Frequências</b>	<b>Comprimento de onda no espaço livre</b>
Muito Baixa Frequência <i>Very Low Frequency</i>	VLF	9 kHz - 30 kHz	33 km - 10 km
Baixa Frequência <i>Low Frequency</i>	LF	30 kHz - 300 kHz	10 km - 1 km
Média Frequência <i>Medium Frequency</i>	MF	300 kHz - 3 MHz	1 km - 100 m
Alta Frequência <i>High Frequency</i>	HF	3 MHz - 30 MHz	100 m - 10 m
Muito Alta Frequência <i>Very High Frequency</i>	VHF	30 MHz - 300 MHz	10 m - 1 m
Ultra Alta Frequência <i>Ultra High Frequency</i>	UHF	300 MHz - 3 GHz	1 m - 100 mm
Super Alta Frequência <i>Super High Frequency</i>	SHF	3 GHz - 30 GHz	100 mm - 10 mm
Extremamente Alta Frequência <i>Extremely High Frequency</i>	EHF	30 GHz - 300 GHz	10 mm - 1 mm

Tabela 2.2.1.1 – Faixas de espectro eletromagnético

Dentro das faixas de frequências apontadas em tabela anterior, têm-se os valores adotados para aplicações na área médica. As partes específicas do espectro são chamadas de Frequências ISM (do inglês, *Industrial, Scientific and Medical*), onde seus valores são definidos pelo ITU-R (*International Telecommunications Conference Recommendation*) [3], a saber:

Faixa de frequência		Banda	Frequência Central	Disponibilidade
6,765 MHz	6,795 MHz	30 kHz	6,780 MHz	Aceita em algumas regiões
13,553 MHz	13,567 MHz	14 kHz	13,560 MHz	Internacional
26,957 MHz	27,283 MHz	326 kHz	27,120 MHz	Internacional
40,660 MHz	40,700 MHz	40 kHz	40,680 MHz	Internacional
433,050 MHz	434,790 MHz	1,74 MHz	433,920 MHz	Aceita apenas na região 1 e em alguns lugares determinados
902,000 MHz	928,000 MHz	26 MHz	915,000 MHz	Apenas na região 2 (com exceções)
2,400 GHz	2,500 GHz	100 MHz	2,450 GHz	Internacional
5,725 GHz	5,875 GHz	150 MHz	5,800 GHz	Internacional
24,000 GHz	24,250 GHz	250 MHz	24,125 GHz	Internacional
61,000 GHz	61,500 GHz	500 MHz	61,250 GHz	Aceita em algumas regiões
122,000 GHz	123,000 GHz	1 GHz	122,500 GHz	Aceita em algumas regiões
244,000 GHz	246,000 GHz	2 GHz	245,000 GHz	Aceita em algumas regiões

Tabela 2.2.1.2 – Faixas de frequências ISM recomendadas pelo ITU-R

Outra faixa de frequência relevante é aquela destinada ao chamado *Medical Implant Communication Service* (MICS) – nome de uma específica faixa de frequência entre 402 e 405 MHz para comunicação com implantes médicos. Esta permite a comunicação de rádio bidirecional como, por exemplo, um marca-passo, entre outros implantes eletrônicos. A largura de banda máxima permitida é de 300 kHz, configurando-se como um sistema de baixa taxa de *bits*, em comparação com *Wi-Fi* ou *Bluetooth*. Mas, a principal vantagem é a flexibilidade extra, em comparação com as tecnologias mais antigas, que exigia um transceptor externo sobre a pele do paciente. Neste sentido, o MICS é capaz de fornecer alguns metros a mais à radiação.

### 2.2.2 Modulações digitais

É um processo que possui a entrada de dois sinais, a saber: a informação; e, a portadora – sinal responsável pelo transporte da informação, podendo ser um sinal analógico (em geral, um sinal senoidal) ou digital, e que resulta em uma saída que tem como objetivo o transporte da informação através de uma transmissão em radiofrequência.

Existem diversos tipos de modulações em prol da necessidade de se tentar compensar determinados problemas causados pelo meio de propagação ou pelo próprio sistema. Como principais características que variam entre as diferentes modulações, têm-se:

- a redução de ruído;
- a redução da interferência;

- o tamanho da antena – é inversamente proporcional à frequência da portadora (que possui frequência maior em relação à frequência do sinal de informação); e
- a seleção de uma determinada portadora com frequência favorável ao bom funcionamento de um determinado projeto.

Vale destacar a definição de modulação chaveada, que consiste em uma modulação digital que faz uso de uma portadora analógica e possui uma ou mais características alteradas conforme o sinal de informação digital ofertado na entrada.

Neste sentido, seguindo tal processo, têm-se diversas formas de modulação, entre as quais, se destacam: ASK, FSK, PSK e QAM, e algumas de suas variações, tais como: OOK, MASK, MSK, GFSK e MFSK.

Uma modulação por chaveamento de amplitude (ASK) consiste na alteração do nível de amplitude da portadora conforme os níveis de amplitude discretos do sinal de entrada. Ou seja, ao analisar uma das suas variações, como, por exemplo, a BASK (chaveamento por amplitude-binário), é possível perceber seu princípio de funcionamento, pois, neste modal de modulação, o sinal modulante (sinal digital a ser transmitido) assume um dos níveis discretos da fonte de informação (nível lógico 1 ou 0). Na Figura 2.2.2.1, a seguir, é possível observar a modulação BASK em funcionamento, sendo a menor amplitude correspondente ao nível lógico 0, e a amplitude maior correspondente ao nível lógico 1:

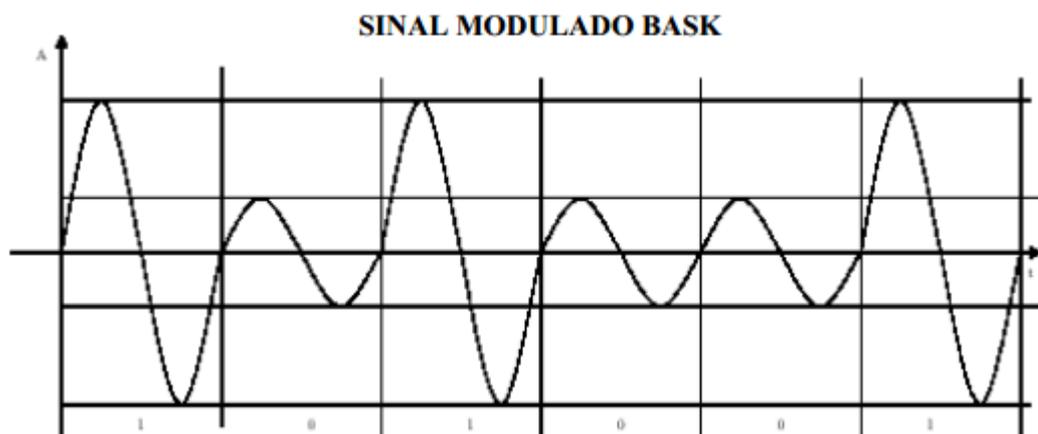


Figura 2.2.2.1 – Sinal modulado em BASK [4]

Outra variação da modulação ASK é a OOK (*On-Off Key*), onde a portadora assume um nível de tensão quando o nível lógico vale 1, e assume valor de tensão nulo quando o nível lógico apresenta valor 0, conforme evidenciado na Figura 2.2.2.2, a seguir.

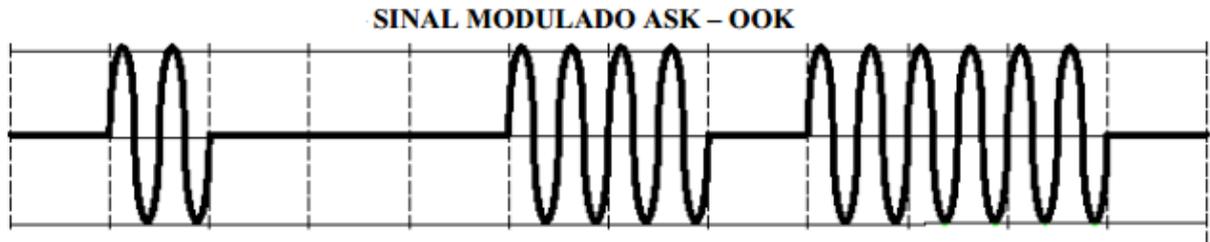


Figura 2.2.2.2 - Sinal modulado em OOK [5]

Como é possível notar, tal modulação pode ser considerada um caso particular da modulação BASK, com índice de modulação unitário.

Tem-se ainda a modulação MASK, que tem como objetivo aumentar a quantidade de informação que pode ser transportada e, para cumpri-lo, segue-se uma técnica em que se aumenta a variedade da fonte de informação, aumentando-se a quantidade de níveis discretos de amplitude, de acordo com a equação:

$$(1) \quad v = m \cdot \log_2(n)$$

Onde:

- m é o número de posições de bits; e
- n o número de elementos da fonte.

A ocorrência de tal variedade pode ser observada na Figura 2.2.2.3, a seguir.

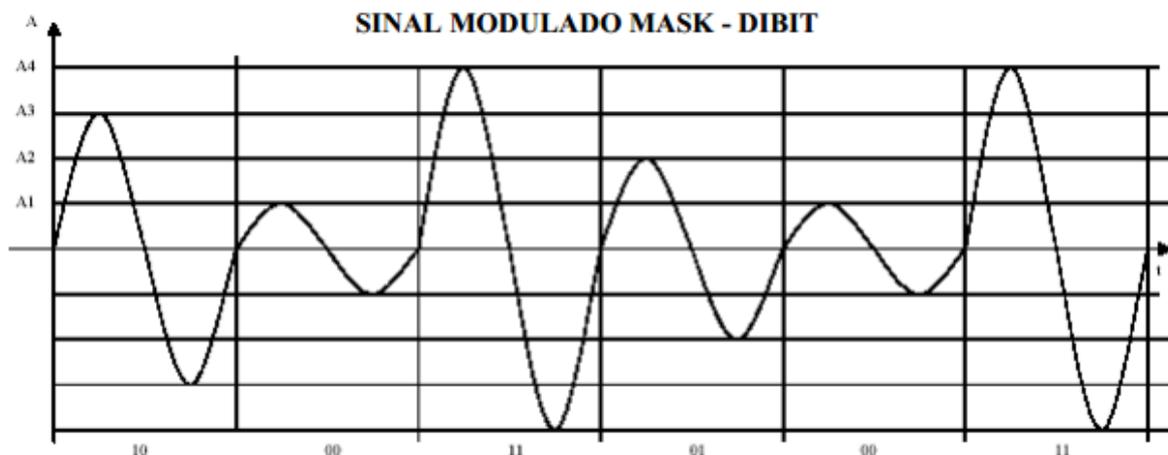


Figura 2.2.2.3 - Sinal modulado em MASK [4]

A principal desvantagem desta modulação provém da pequena diferença entre os níveis de amplitude aumentado a sua vulnerabilidade aos ruídos e interferências. Porém uma forma de modulação menos vulnerável seria a modulação FSK, na qual envolve um processo em que se varia a frequência da portadora de acordo com o sinal modulante. O modulador FSK é constituído por dois moduladores ASK sendo um responsável por produzir pulsos mo-

dulados em uma frequência para cada *bit* 1 e o outro responsável por produzir pulsos modulados em outra frequência para cada *bit* 0, com isso, por fim, os sinais dos moduladores são combinados em uma única saída que é transmitida.

Já o demodulador FSK é constituído por um divisor de sinais que submete o sinal de entrada a filtros passa-baixa centrado nas respectivas frequências designadas para o *bit* 0 e para o *bit* 1, assim cada sinal é submetido a um demodulador ASK gerando assim saídas com os sinais inicialmente modulados.

A modulação FSK é a mais utilizada pelos aparelhos eletrônicos hoje, pois, apesar de ocupar uma largura de banda maior, pois os espectros centrados de acordo com os *bits* de informação não podem ser sobrepostos, além da necessidade de um equipamento de demodulação mais elaborado, ela possui uma maior imunidade a ruídos quando comparada a outras modulações.

Uma variação da modulação FSK relevante é a modulação MFSK, na qual é produzida pela combinação de vários geradores e com receptor que possuem filtros centrados nas respectivas frequências utilizadas no modulador. Dessa forma, como resultado da filtragem, a frequência correspondente de cada nível de dado terá uma frequência presente, enquanto as outras portas terão apenas ruído, assim com um circuito decisor torna-se capaz de verificar em qual porta se situa o sinal presente e com um circuito regenerador se obtém o sinal de informação desejado. Na Figura 2.2.2.4, a seguir, se pode ver um exemplo de sinal modulado em MFSK.

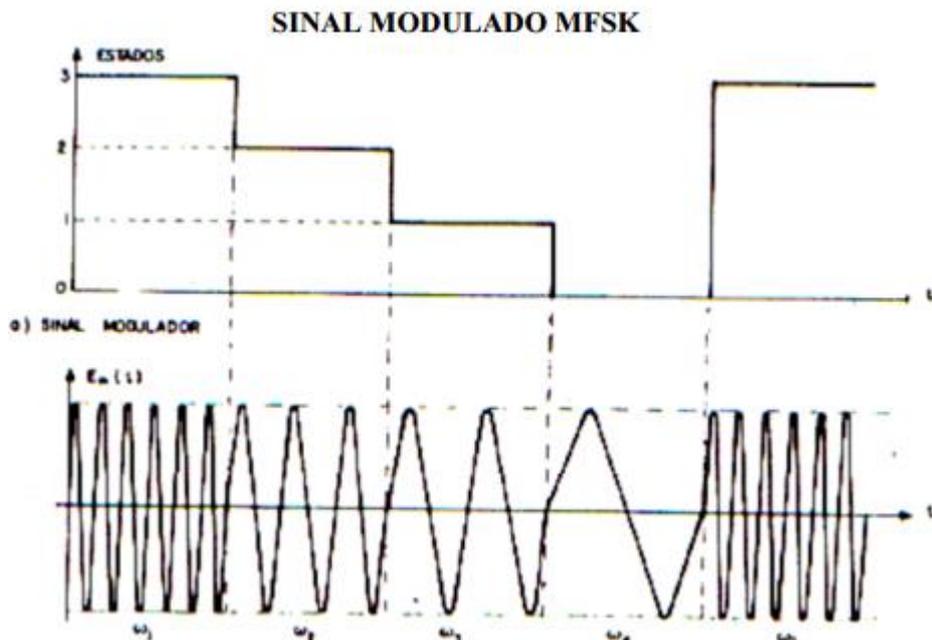


Figura 2.2.2.4 - Sinal modulado em MFSK [6]

Outras variações da modulação FSK são as modulações GFSK e MSK, sendo a primeira muito semelhante à modulação FSK acrescentando apenas um filtro gaussiano antes da entrada dos pulsos no modulador de forma a diminuir a largura espectral deles. Esta modulação é muito utilizada em sistema *Bluetooth*. E a outra modulação, a MSK, a mais simples entre as citadas, caracterizada por ser uma modulação FSK com uma separação mínima entre as portadoras de modo a garantir a ortogonalidade entre elas, fator imprescindível para se garantir uma detecção confiável devido à independência entre os sinais ortogonais.

Além disso, se tem também outras modulações interessantes como PSK e QAM, na qual, a primeira, altera-se apenas a fase da portadora, mantendo a amplitude e a frequência constantes, ela possui uma vulnerabilidade ao ruído e a interferência menor que as técnicas ASK e FSK. E por último, a modulação QAM, que é resultante da combinação das modulações ASK e PSK, é muito utilizada em sinais digitais de TV e em outros sistemas que necessitam uma elevada taxa de transmissão devido a sua alta capacidade de condensar o sinal de informação.

### **2.2.3 Modelagem do corpo humano**

Na literatura é possível encontrar uma grande quantidade de modelos para previsão dos efeitos da radiação eletromagnética sobre o corpo humano de acordo com determinadas características da antena a ser implantada.

Modelos do corpo humano, também conhecidos como *phantoms* (fantasmas), podem ser projetados com uma precisão variável, na qual depende da parte do corpo em que se deseja dar destaque, variando-se o número de tecido, geometria, precisão do *voxel* (volume de pixels) entre outros fatores. Também normalmente é dada uma atenção especial ao fato do corpo humano ser constituído de material de altas perdas no caso da propagação da uma radiação em RF.

Felizmente, é possível obter as propriedades dielétricas de diversas partes do corpo com uma precisão considerável e sobre um espectro de frequência que vai desde 10 Hz até 100 GHz, este fato é dado graças ao trabalho pioneiro de Gabriel [7], na qual é normalmente utilizado como referência tanto na área acadêmica quanto na indústria em todo o mundo.

A escolha do tipo de *phantom* a ser utilizado é de extrema importância para um projeto, pois implica diretamente o seu desenho e a sua performance, pois as propriedades do campo irradiado para fora do corpo são fortemente relacionadas com diversos fatores relevantes no projeto em andamento.

Como forma de organizar os tipos de *phantoms* que podem ser projetados separa-se os dados relevantes em três áreas, sendo elas a geometria, a composição e as dimensões.

Para a categoria em que se considera a geometria do *phantom* as formas mais escolhidas para simulação são as canônicas, como a forma de caixa, a ser utilizada neste projeto, apesar da forma cilíndrica ser a padrão recomendada pelo *European Telecommunications Standarts Institute (ETSI)* [8].

As geometrias mais utilizadas podem ser homogêneas ou constituídas de várias camadas de tecido biológico, sendo os modelos homogêneos constituídos principalmente de músculos; aqueles constituídos em várias camadas, como, por exemplo, o modelo em caixa é constituído de três camadas sendo elas músculo, pele e gordura. As propriedades dielétricas desses tecidos podem ser vistas nas tabelas 2.2.3.1, 2.2.3.2 e 2.2.3.3, cada uma de acordo com uma frequência ISM específica.

Phantoms	433MHz				
	Condutividade	Permissividade relativa	Tangente da perda	Comprimento de onda	Profundidade de penetração
Músculo	0,80484	56,873	0,58748	0,088346	0,051692
Gordura	0,041656	5,5667	0,31065	0,29005	0,30421
Pele seca	0,7019	46,079	0,63236	0,097623	0,053641
Osso cortical	0,09429	13,074	0,29941	0,18942	0,20579

Tabela 2.2.3.1 – Propriedades dielétricas de diferentes tecidos humanos para frequência de 433 MHz

Phantoms	868MHz				
	Condutividade	Permissividade relativa	Tangente da perda	Comprimento de onda	Profundidade de penetração
Músculo	0,93213	55,109	0,35028	0,045848	0,042904
Gordura	0,050289	5,467	0,1905	0,14706	0,24793
Pele seca	0,85617	41,576	0,42646	0,052435	0,040842
Osso cortical	0,1395	12,484	0,2314	0,097112	0,13535

Tabela 2.2.3.2 – Propriedades dielétricas de diferentes tecidos humanos para frequência de 868 MHz

Phantoms	915MHz				
	Condutividade	Permissividade relativa	Tangente da perda	Comprimento de onda	Profundidade de penetração
Músculo	0,94809	54,997	0,33866	0,043577	0,0421
Gordura	0,051402	5,4596	0,18496	0,13963	0,24234
Pele seca	0,87169	41,329	0,41435	0,049946	0,039951
Osso cortical	0,14512	12,44	0,22919	0,0923	0,12985

Tabela 2.2.3.3 – Propriedades dielétricas de diferentes tecidos humanos para frequência de 915 MHz

Um exemplo para clarificar a explicação dada é mostrado na Figura 2.2.3.1, na qual há detalhes das dimensões e composição de um modelo em caixa com várias camadas.

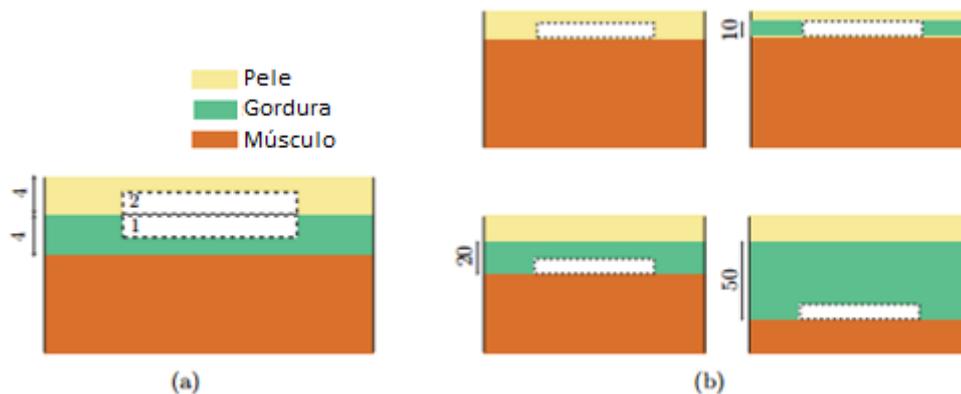


Figura 2.2.3.1 – Vista em corte transversal do *phantom* de multicamadas sendo: (a) modelo de três camadas com antena localizada (retângulo tracejado) em 1 e 2 como em [9] e [10], respectivamente; (b) diferentes possibilidades de espessura da camada de gordura em [11]. Dimensões dadas em milímetros. [2]

#### 2.2.4 Taxa de Erro de Pacote ou *Packet Error Rate* (PER)

*Packet Error Rate* é a relação entre o número de pacote de dados que foram corretamente recebidos e o total de dados sendo transmitido, como é possível ver na equação (2).

$$(2) \quad PER = \frac{\text{Total de pacotes de dados recebidos incorretamente}}{\text{Total de pacotes de dados recebidos}}$$

Estas relações são capazes de nos fornecer uma caracterização consideravelmente precisa dos erros que ocorrem durante uma conexão sem fio, pois assim, em caso de haver erros residuais não uniformemente distribuídos se pode ter, através desta medida, uma estimativa pessimista, ou seja, estimando a possibilidade na ocorrência do pior caso, fato que pode ser útil na medida da qualidade de uma conexão sem fio, pois sendo que em caso de apenas um único *bit* de um pacote estiver incorreto então o pacote inteiro será qualificado como incorreto.

Esta medida é feita através de uma abordagem prática onde, de forma preestabelecida, o transmissor envia um determinado número de pacotes, cada um com uma quantidade padrão de *bits*, sendo verificado no receptor quantos pacotes foram recebidos com sucesso e com isso obter uma estimativa sobre o valor de PER e a qualidade do sinal em determinadas condições. Assim, com as medidas experimentais e os dados do transmissor e do receptor se pode descrever a seguinte fórmula de probabilidade de erro na recepção do sinal:

$$(3) \quad p_p = 1 - (1 - p_e)^N$$

Com isso, ao transmitirmos certa quantidade de pacotes em um intervalo de tempo específico e continuamente, se pode fazer uma análise gráfica aliando o valor de PER com o tempo possibilitando a estimativa de erro em situações em que há um ambiente temporalmente variável, como no caso em estudo. Então, como é possível ver, esta relação é relevante em uma análise dos parâmetros QoS (*Quality of Service*) de uma rede sem fio, possibilitando a sua análise até mesmo em tempo real e reflete as condições que de forma a promover uma melhoria do sistema sendo estudado.

### **2.2.5 Indicador de Intensidade do Sinal Recebido ou *Received Signal Strength Indicator* (RSSI)**

Uma das formas de se medir a potência recebida de um sinal é através do Indicador de Intensidade do Sinal Recebido ou RSSI, esta medida é uma forma padrão estabelecida pelo IEEE para que, utilizando a um sistema telemétrico no lado do usuário da rede e que recebe o sinal, em que não possui dados relacionados ao sinal, se torna possível obter dados relevantes a intensidade do sinal recebido tornando possível ter uma ideia de como procederá a recepção dos dados desejados.

Frequentemente utilizado como referência para analisar a intensidade do sinal recebido pela antena, esta medida normalmente é relacionada a frequências intermediárias, ou seja, está medida é ideal para sistemas de radiofrequências, mas, de acordo com algumas referências, não é eficiente para casos em que não envolvam a localização precisa de uma fonte, mas sim boa para se estimar uma possível distância em que se situa a fonte emissora do sinal. Porém, é necessário sempre um experimento prévio básico para se certificar se esta hipótese se aplica a situação a ser analisada.

Uma vantagem desta medida é a sua relação com a distância, pois, o RSSI pode ser definido como dez vezes o logaritmo da razão entre a potência do sinal recebido e a potência de referência (por exemplo, 1 mW). Ou seja:

$$(4) \quad \text{RSSI} \propto 10 \cdot \log(P / P_{\text{ref}})$$

Sabe-se que a relação potência dissipada a partir de uma fonte pontual que se move e a distância é de que esta potência é inversamente proporcional ao quadrado da distância percorrida. Ou seja:

$$(5) \quad \text{RSSI} \propto \log(1/\text{distância}^2)$$

Para simplificar essa relação ainda se pode considerar:

$$(6) \quad \text{RSSI} \propto -\log(\text{distância})$$

Assim, quando se traça o RSSI medido em função do inverso da distância percorrida o resultado será um gráfico linear. E um gráfico assim pode servir como uma curva padrão que pode ser então empregado para estimar a distância do transmissor pontual. Também é possível estimar o grau de confiança do sinal através da variância em cada ponto. Tal curva proporciona uma barata e fácil ferramenta de valor inestimável para mapear as fontes de transmissão em uma rede de sensores sem fio (RSSF) fazendo com que os dados obtidos a partir de tal rede útil.

Para colocar isso matematicamente, considere a curva padrão apresentada na Figura:

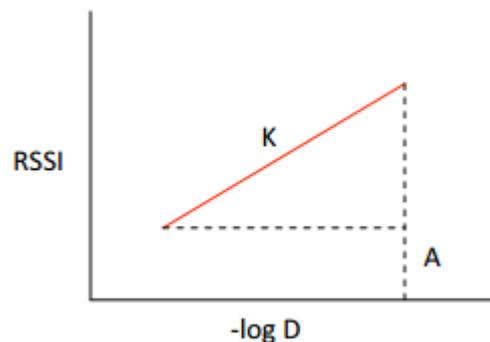


Figura 2.2.5.1 – Relação esperada entre RSSI e  $[-\log(\text{distância})]$  [14]

Sendo  $K$  a inclinação que pode ser obtida através da realização de uma regressão linear sobre os pontos utilizados para gerar a curva padrão. Esta análise também pode fornecer uma estimativa para o parâmetro constante " $A$ " da equação que é útil para ajuste e aproximação linear dos dados obtidos. Além disso, uma regressão linear do gráfico pode ser utilizada para se estimar a distância entre duas partículas para um dado valor de RSSI com base na fórmula como mostrado nas expressões (7) e (8).

$$(7) \quad \text{RSSI} = -K \cdot \log D + A$$

$$(8) \quad D = 10^{\left[\frac{A - \text{RSSI}}{K}\right]}$$

### 3. Cenário para desenvolvimento de uma pílula inteligente

#### 3.1 *Link budget*, limites de potência e banda de frequência

Aparelhos de curto alcance (*Short Range Devices* ou SRD) utilizados para telemetria médica que trabalham em sistemas wireless devem funcionar em uma faixa de frequência na qual deve ter os seus valores limites padrões determinados por um determinado órgão responsável, porém devido ao fato de que cada país possui o seu próprio órgão e, por consequência, os seus próprios limites de frequência, se deve dar a devida atenção a esses valores. Assim, neste projeto será utilizada a faixa de frequência internacional, aceita no Brasil, que se situa entre 433,050 MHz e 434,790 MHz, que é também a frequência utilizada pela PillCam SB (Given Imaging) que está sendo utilizada como referência neste projeto.

Além disso, se deve atentar também sobre as regulamentações incidentes sobre a potência máxima transmitida por esses aparelhos médicos. Então, analisando as normas estabelecidas em alguns países (como Nova Zelândia [15] e Austrália [16]) é possível notar que há uma maioria em que é aceito um máximo de -16,02 dBm (25  $\mu$ W) de EIRP do sinal transmitido, sendo assim esta proposta também seguirá este limite dado.

Outro ponto relevante é o valor da SAR que é útil para se analisar a quantidade de energia eletromagnética por unidade de massa do tecido humano, tornando possível assim prever a possibilidade de problemas causados pelo aquecimento dos tecidos causados por efeitos térmicos provocados pela radiação eletromagnética.

Uma forma de se evitar este problema e utilizar parâmetros de comparação cedidos por entidades reguladoras como o IEEE através do comitê *International Committee on Electromagnetic Safety* (SCC39) na qual propõem uma utilização máxima de energia para transmissão em aparelhos implantáveis de 1,6 W/kg por grama de tecido [17] ou 2 W/kg por 10g de tecido [18], além de outros fatores, tanto a fonte de transmissão quanto a receptora, relacionados a potência e comportamento do sinal pelo meio biológico. Na tabela 3.1.1 estão listados os fatores ditos pela SCC39, que apesar de serem designados para frequência central de 403,5MHz, ou seja, para Sistemas de Comunicações de Implantes Médicos (MICS), estão diretamente relacionados ao projeto.

<b>Uplink</b>	<b>ITU-R</b>	<b>Máximo do MICS</b>
Largura de Banda	200 kHz	
Potência de Transmissão	-2 dBm	15,5 dBm
Ganho da Antena	-31,5 dBi	
EIRP	-33,5 dBm	-16 dBm
Perdas no espaço livre a 2m	30,5 dB	
Margem de Desvanecimento	10 dB	
Perdas em Excesso	15 dB	
Ganho da antena na estação base	2 dBi	
Potência Recebida na Base	-87 dBm	-69,5 dBm
Ruído na Entrada do Receptor	-101 dBm	
<b>Downlink</b>	<b>ITU-R</b>	<b>Máximo do MICS</b>
Largura de Banda	25 kHz	
Potência de Transmissão	-22 dBm	-18 dBm
Ganho da Antena	2 dBi	
EIRP	-20 dBm	-16 dBm
Perdas no espaço livre a 2m	30,5 dB	
Margem de Desvanecimento	10 dB	
Perdas em Excesso	15 dB	
Ganho da antena na estação base	-30,5 dBi	
Potência Recebida na Base	-106 dBm	-102 dBm
Ruído na Entrada do Receptor	-121 dBm	

Tabela 3.1.1 – Link Budget dado pelo ITU-R

### 3.2 Legislação Nacional

Com o objetivo de organizar a distribuição do espectro de rádio frequência a ser explorado pela população se desenvolveu uma legislação que teve em seu teor o intuito de se evitar sobrecarga de solicitações de licença nos órgãos reguladores, bem como para simplificar a utilização de RF por aplicações específicas com baixas potências, então criou-se a forma de uso não-licenciado do espectro.

As aplicações de uso não licenciado do espectro são aquelas dispensadas do licenciamento da estação e de autorização para uso de RF e esse uso, no Brasil, é regido pelo Regulamento sobre Equipamentos de Radiocomunicação de Radiação Restrita, aprovado pela Resolução nº 506, de 1º de julho de 2008 da Anatel, nela se encontra o artigo 7, citado abaixo, um trecho em que mostra a sua preocupação com a influência do sinal sobre o tecido humano.

“Art. 7º Exceto quando explicitamente estabelecido o contrário neste Regulamento, as emissões de um equipamento de radiação restrita não devem ser superiores aos níveis de intensidade de campo especificados na Tabela II.”

Faixa de radiofrequências (MHz, onde não especificado)	Intensidade de campo (microvolt por metro)	Distância da Medida (metro)
9-490 kHz	2.400/F(kHz)	300
490-1705 kHz	24.000/F(kHz)	30
1705-30	30	30
30-88	100	3
88-216	150	3
216-960	200	3
Acima de 960	500	3

Tabela 3.2.1 – Tabela que é citada no artigo 7º (“Tabela II”)

Apesar de no Brasil ser adotada, para equipamentos de telemetria biomédica, a faixa de frequência entre 902 MHz e 928 MHz, abaixo se observa o artigo que pode ser aplicado sobre a frequência que será utilizada neste projeto, que ao ser relacionado com o artigo 7º, deixa claro os termos em que há a liberação de uso quanto a frequência utilizada neste projeto.

“Art 9º § 5º A utilização da faixa de radiofrequências de 433 MHz a 435 MHz por equipamentos de radiação restrita em áreas internas de edificações poderá ser feita com potência irradiada limitada ao valor máximo de 10 mW (e.i.r.p).”

Há também o trecho relacionado a implantes médicos, na qual se pode notar a sua relação com os dados recomendados pelo ITU-R:

“Art 19º Sistemas de Comunicações de Implantes Médicos (MICS) podem operar na faixa 402 - 405 MHz, desde que a potência (e.i.r.p) esteja limitada a 25 microwatts em uma largura de faixa de referência de 300 kHz.”

Então, no Brasil, é notável o fato de que ao se seguir as propostas dadas pelo ITU-R, estará se seguindo, simultaneamente a legislação nacional.

### 3.3 Especificações e soluções existentes

Para se criar um dispositivo com as especificações necessárias para se caracterizar uma pílula inteligente, se deve obedecer certas restrições principalmente providas da dimensões da cápsula, pois se deve aliar além do núcleo de processamento, sendo ele o microcontrolador, a antena, a bateria e os sensores, além dos elementos externos essenciais para o bom funcionamento.

Como sugestão de otimizar o espaço disponível, se pode citar a proposta dada em [19], na qual mostra três possibilidades de organização dos componentes básicos, sendo elas mostradas na Figura 3.3.1.

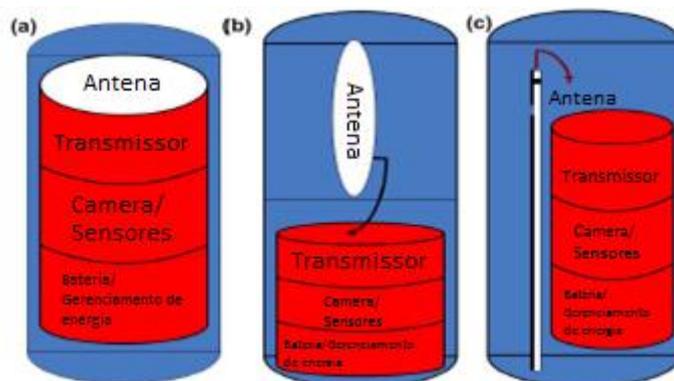


Figura 3.3.1 – Possíveis organizações dos componentes de uma pílula eletrônica [19]

Se tem também diversas soluções criativas relacionadas a antena, principalmente quando estão relacionadas a alta frequência, como a utilização do próprio encapsulamento como antena, como mostrado em [20] para frequências ISM e especificamente para frequência central de 1,4GHz se tem a solução mostrada na Figura 3.3.2, na qual utiliza a parte interna da em um encapsulamento biocompatível para imprimir a antena, os detalhes deste trabalho se pode encontrar em [21] (Figura a) e similarmente em [22] (Figura b).



Figura 3.3.2 – Antenas impressas tridimensionais seguindo o formato da cápsula [2]

Outra solução é a adotada pela Given Imaging na PillCam SB, na qual usa uma antena helicoidal de baixo ganho entre as camadas do circuito, como se pode ver na Figura 2.1.1.

Além das soluções dadas, se pode utilizar também antenas comerciais, pois é possível encontrar antenas que conseguem passar pelos quesitos necessários para o projeto como a AM11DG-ST01 da Mitsubishi e a ANT1204F002R0433A da Yageo, apesar da primeira haver todo um estudo envolvendo aplicações que abordam implantes médicos, a segunda tem a vantagem de possuir maior facilidade de ser encontrada no mercado e por isso está sendo utilizada neste projeto.

Outro tópico importante é o relacionado aos microcontroladores que devem conter dimensões aceitáveis e devem integrar em sua estrutura também um transceptor e sensores como de vibração e temperatura que podem vir a serem úteis em determinados tipos de exame médico realizáveis por uma cápsula inteligente.

Um exemplo relevante de microcontrolador que pode ser utilizado como referência está o ZL70102 a Zarlink, novamente, utilizado na PillCam, que segue a estrutura da Figura 3.3.3 e possui o mínimo possível de elementos externos para o seu funcionamento. Porém o acesso a ele é muito restrito, então como substituto, apesar de não aprovado pela FDA, será utilizado o modelo CC430F5137 da Texas Instruments, que possui as mesmas dimensões (VQFN-48) e diversas vantagens, como sensores integrados, alta velocidade e a plataforma recente e versátil MSP430. Outra opção seria o CC1110, também da Texas Instruments e com volume ainda menor (VQFN-36) e com menor necessidade de componentes externos, além dos sensores e do transceptor integrado, porém ele possui uma velocidade muito baixa e pouca memória, além de utilizar uma plataforma antiga, 8051, o que restringe o raio de ação das pesquisas que venham a se basear neste projeto.

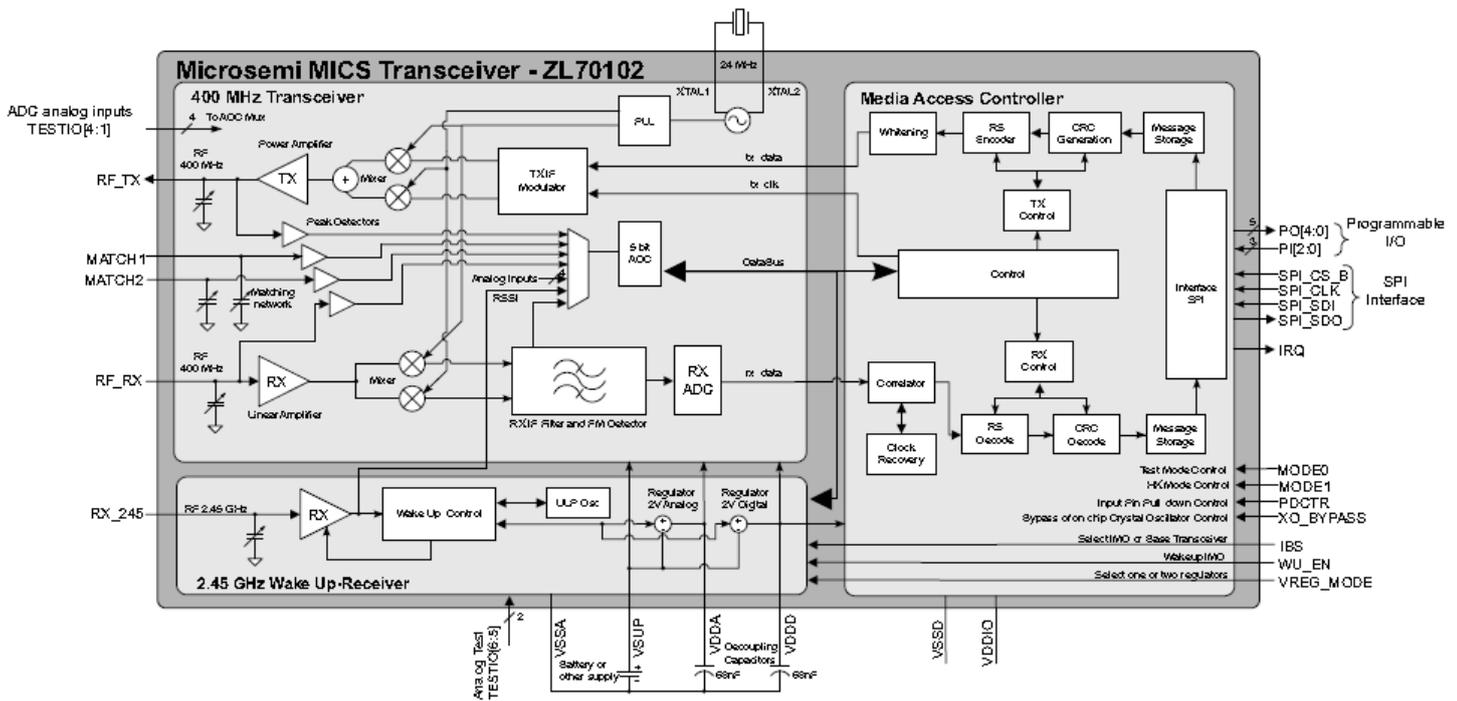


Figura 3.3.3 – Diagrama de Blocos do microcontrolador ZL70102 [23]

Se tem também a linha de microcontroladores SI1010 da Silicon Labs, porém, além de também utilizarem a plataforma 8051, eles possuem pouca memória e baixa taxa de transmissão quando comparados aos modelos da Texas Instruments.

Um outro desafio está na inclusão dos componentes externos necessários para funcionamento e proteção dos componentes citados acima e o casamento da antena que deve transmitir potência suficiente para atravessar um corpo humano, sendo este possuindo características que dificultam a criação de um projeto viável, como alta taxa de absorção da potência transmitida e alta impedância devido a sua grande superfície gordurosa. Então como solução

se tem os componentes SMD na qual podem assumir dimensões de décimos de milímetros e suportar as correntes, as tensões e as potências envolvidas neste projeto como se pode ver na tabela 3.3.1.

<b>Invólucro</b>	<b>Tamanho em polegadas</b>	<b>Tamanho em milímetros</b>	<b>Potência</b>
0201	0,024 x 0,012	0,6 x 0,3	1/20 W
0402	0,04 x 0,02	1,0 x 0,5	1/16 W
0603	0,063 x 0,031	1,6 x 0,8	1/16 W
0805	0,08 x 0,05	2,0 x 1,25	1/10 W
1206	0,126 x 0,063	3,2 x 1,6	1/8 W
1210	0,12 x 0,10	3,2 x 2,6	1/4 W
1812	0,18 x 0,12	4,6 x 3,0	1/3 W
2010	0,20 x 0,10	5,08 x 2,6	1/2 W
2512	0,25 x 0,12	6,35 x 3,0	1 W

Tabela 3.3.1 – Dimensões e potências dos componentes SMD padrões

Outro ponto relevante é a alimentação que deve, além de encaixar dentro das dimensões de um cápsula, suprir o circuito com energia suficiente para se fazer um exame médico por tempo e com dados suficientes que o torne consistente e útil. Como resposta se tem diversas propostas na literatura que vão desde a utilização de simples baterias de lítio até alimentação wireless, como se pode ver ao final do tópico.

<b>Referência</b>	<b>Imagem / Sensor Fisiológico</b>	<b>Resolução da Imagem</b>	<b>Frequência</b>	<b>Taxa de dados</b>	<b>Modulação</b>	<b>Potência de transmissão ou distância</b>	<b>Dimensões (mm x mm)</b>	<b>Alimentação</b>	<b>Corrente ou Potência</b>
(Chen, 2009) [10]	VGA, 0-2 frames/s	307200 pixels	433 MHz	267 kb/s	FSK	NA	11,3 x 26,7	2 x 1,5V Óxido de Prata	8mA (24mW)
(Wang, 2008) [11]	PO1200 CMOS	1600 x 1200 pixels	NA	NA	AM	Alta (variável)	10 x 190	3V, Wireless	405mW
(Kfourri, 2008) [12]	CDD ICX228AL	768 x 494 pixels	UHF	250 kb/s	-	NA	20 x 100	Bateria Li-ion	-
(Itoh, 2006) [13]	2 frames/s	On-chip CMOS 320 x 240 pixels	20 MHz	2,5 Mb/s	BPSK	48 cm	10 x 20	2V célula (CR1025)	2,6mW
(Park, 2002) [14]	OV7910 CMOS	510 x 492 pixels	315 MHz/ 433 MHz	NA	AM	NA	11 x 7	5V	NA
(Yu, 2009) [15]	NA	NA	915 MHz	2,5 Mb/s (400ns)	OOK	-25 dBm	8 x 23 (00-sized)	Wireless	NA
(Moon, 2007) [16]	Estimulação	-	434 MHz	4 kb/s	ASK	5.35 dBm	11 x 21	Células Óxido de prata	4,6mA
(Johannessen, 2006) [17]	pH e temperatura	-	433 MHz	4 kb/s	OOK	NA, 1m	12 x 36 8g	2 x 1,5V SR48 Ag2O	15,5mW
(Valdastrì, 2004) [18]	Multicanal	-	433 MHz	13 kb/s	ASK	5,6 mW 5m	27 x 19 x 19	3V Célula (CR1025)	-
(Farrar, 1960) [19]	Pressão	-		3 kb/s	FM		7 x 25	Wireless	
(Mackay, 1957) [20]	pH, temp., nível de oxigênio	-	100 kHz	-	FM	-	-	-	-

Tabela 3.3.2 – Projetos feitos para pesquisas sobre pílula inteligente

Com isso foi visto que existem diversas soluções para principais partes de uma pílula inteligente, porém ainda se deve atentar sobre a superfície em que o circuito será montado, pois se tem na literatura diversos tipos de soluções, entre elas o exemplo da PillCam, que segue um formato em camadas e uma conexão entre elas, sendo todo o circuito feito em uma placa de circuito flexível:

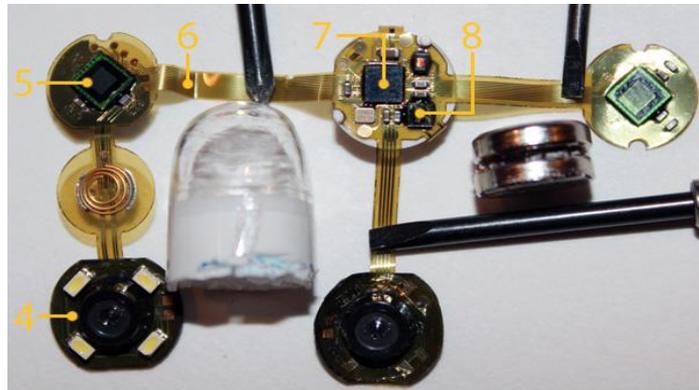


Figura 3.3.4 – Por dentro da PillCam Colon 2 [24]

Muitos outros modelos, entre eles os citados nas tabelas 2.1.1 e 3.2.2, seguem esta mesma estrutura, porém ela possui algumas desvantagens, principalmente envolvendo uma dimensão razoavelmente grande no seu modelo final destinado ao mercado consumidor, então como forma de contornar este problema, se tem como proposta a utilização uma placa semelhante porém com um design distinto e com a menor espessura possível, como é possível ver na Figura 3.3.5.



Figura 3.3.5 – Placa de circuito flexível com 0,1mm de espessura dentro de uma cápsula vazia

Assim se tem o microcontroladores orientado em uma direção em que possibilita a diminuição do diâmetro da cápsula protetora a ser utilizada, pois ao invés de obedecer ao comprimento do seu diâmetro, como acontece no caso da PillCam, irá se seguir o seu comprimento lateral, tornando-a cerca de 30% mais fina.

Este modelo segue aproximadamente a estrutura proposta pela patente número US8454496 B2, na qual propõe o uso da placa do circuito como encapsulamento como é possível ver na Figura 3.3.6, porém, como diferencial, a placa deste projeto do circuito ficaria na

região interna da cápsula sendo protegida por um invólucro, ao contrário da proposta dada pela patente em que a placa de circuito flexível faria o papel do próprio invólucro.

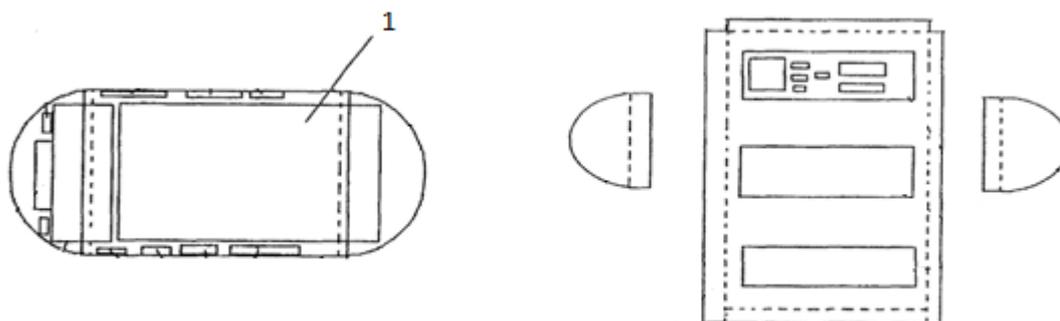


Figura 3.3.6 – Organização da cápsula dada pela patente número US8454496 B2 [25]

Esta proposta se baseia no fato de que ao expormos diretamente o circuito ao corpo podendo submetê-lo de forma mais fácil a metais pesados que são capazes de provocar danos permanentes ao indivíduo que o utilizar. Além de que foi comprovado através de experimentos (vide [2]) que a presença do encapsulamento reduz a potência dissipada em tecidos biológicos e melhora a potência de radiação devido a diminuição da impedância de propagação do campo próximo.

### 3.4 Estrutura básica para desenvolvimento e simulações

#### 3.4.1 Placa-Alvo ou *Target Board*

A placa alvo é uma plataforma desenvolvida com o objetivo de possibilitar o teste de um script escrito na linguagem utilizada pela plataforma a ser utilizada, ela pode variar de acordo com o microcontrolador em uso, no caso a MSP430 que utiliza o seu código fonte em linguagem C, além de possibilitar uma interação com o computador através da placa de interface e *debug*, no caso a MSP-FET430UIF, na qual possibilita, além da interação citada, detectar possíveis problemas relacionados ao microcontrolador, suas ligações vizinhas necessárias para o seu funcionamento e informações quanto a sua alimentação, fato relevante visto que a configuração do microcontrolador para interface com o computador possui extrema semelhança com a configuração necessária para situação *Standalone*.

Como se pode ver no Anexo A foi projetado, utilizando o software EAGLE 6.5 da CadSoft, o circuito mostrado na foto 3.4.1.1 seguindo as recomendações dadas pelo fabricante

no *Datasheet* do circuito CC430F5137, Texas Instruments, na qual indica quais portas devem receber os respectivos capacitores de desacoplamento, na qual servem para remover o sinal DC e prevenir o sistema de receber ruídos de sinais UHF e VHF, além de suprir a necessidade das portas caso haver falta de tensão causada por problemas na alimentação ou possibilitar o descarregamento em caso de acúmulo causado por estática ou problemas internos do circuito durante o processamento do algoritmo enviado a ele.

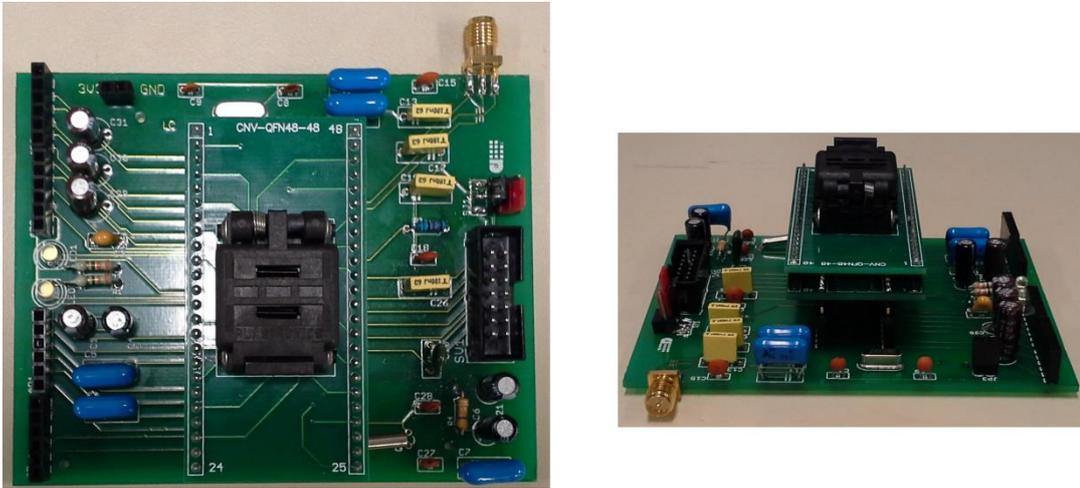


Figura 3.4.1.1 – Fotos da *Target Board* projetada

Assim, com este circuito é possível realizar testes com algoritmos escritos em programas como *IAR Embedded Workbench*, pertencente a empresa sueca *IAR Systems*, que oferece um ambiente de desenvolvimento, com compilador e *debugger*, em C/C++ para mais de 30 diferentes tipos de famílias de sistemas embarcados, incluindo MSP430 e 8051.

*Code Composer Studio™* (CCStudio) é um ambiente de desenvolvimento integrado (IDE) baseado no framework Eclipse para as famílias de processadores embarcados da Texas Instruments (TI). CCStudio compreende um conjunto de ferramentas utilizadas para desenvolver e depurar aplicações embarcadas também em C/C++. Ele inclui compiladores para cada uma das famílias de dispositivos da TI, editor código fonte, ambiente de construção de projetos, *debugger*, *profiler*, simuladores, sistema operacional de tempo real entre muitos outros recursos.

Ambos os programas citados acima são compatíveis com a *Target Board* sugerida e possuem versões gratuitas por tempo ilimitado que fornecem recursos suficientes para o bom andamento deste projeto.

### 3.4.2 Montagem da placa de teste da antena

Para realização dos experimentos envolvendo análise espectral do sinal transmitido e recebido utilizando as placas de desenvolvimento TrxEB, que será utilizada pois possibilita a tentativa de inúmeras formas de configuração do sinal digital modulado a ser trabalhado através do programa SmartRF, além da medida de seus parâmetros telemétricos, deve-se utilizar a mesma antena a ser utilizada no protótipo proposto conectada ao mesmo transceptor, então sabendo que a placa dada receberá um módulo com o transceptor CC1101, que é mesmo proposto, basta então realizar a montagem da placa de testes da antena.

Para isso, foi verificado os dados fornecidos pelo *datasheet* da antena ANT1204F002R0433A, neles é possível destacar as informações mostradas nas Figuras 3.4.2.1 e 3.4.2.2 relativas a placa desejada.

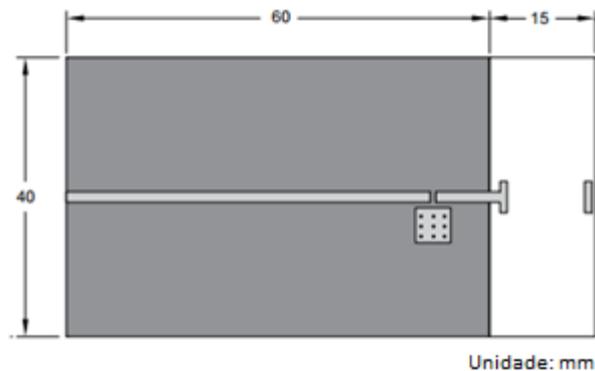


Figura 3.4.2.1 – Desenho e dimensões da placa de teste [26]

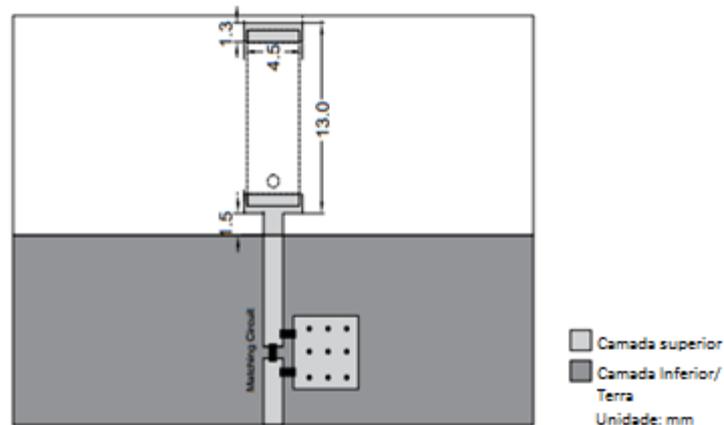


Figura 3.4.2.2 – Detalhes da soldagem [26]

Assim, utilizando o equipamento *Quick Circuit* da T-Tech disponível no edifício SG-11 da Universidade de Brasília e uma solução de perclorato de ferro (250 g) e água (500 ml), chegou-se a placa de teste da Figura 3.4.2.3.



Figura 3.4.2.3 – Fotos da placa de teste confeccionada

### 3.4.3 Programação do Microcontrolador e Simulações

Como dito anteriormente o microcontrolador escolhido utiliza a plataforma MSP430, que pertence a família de microcontroladores RISC (*Reduced Instruction Set Computer* ou Computador com um Conjunto Reduzido de Instruções) com 16 *bits* e destinada a aplicações com baixo consumo de energia. Apesar de sua simplicidade, possuir apenas 51 instruções (27 físicas e 24 emuladas) e 16 registradores, é capaz de trabalhar com diversos periféricos como timers, USARTs, ADCs e DACs, comparadores analógicos, amplificadores operacionais, controladores de LCD entre outros graças a sua flexibilidade em relação a arquitetura das suas portas.

Assim, de forma a simular a estrutura exibida pela Figura 2.2.1 foi adotada uma combinação que possibilite testes, medições e modificações com facilidade, além de possibilitar a montagem realísticas das situações desejadas, para isso foi selecionada a placa SmartRF TrxEB aliada a um módulo CC1101EMK433, como mostrada na foto 3.4.3.1, assim será combinada a plataforma MSP430 com o transceptor CC1101, que é o transceptor integrado ao microcontrolador CC430F5137, tornando assim uma combinação muito próxima a que será utilizada no projeto, mas possibilitando a efetivação de medidas tanto em modo *Standalone*, graças a tela associada ao módulo, quanto utilizando o computador através do programa SmartRF, além da possibilidade da flexibilidade da frequência de transmissão obtida através da simples mudança do módulo utilizado na placa, no caso é utilizado a versão com 433MHz, porém é possível encontrar no mercado módulos com 868MHz e 915MHz.



Figura 3.4.3.1 – Placas SmartRF TrxEB (acima), módulos CC1101EMK433 (canto inferior direito), placa de interface e *debug* MSP-FET430UIF (canto inferior esquerdo) e antenas para frequência de 433MHz (abaixo)

Com isso, para efetuar as medidas desejadas de telemetria é possível a utilização do software SmartRF da Texas Instruments que possibilita a fácil configuração de todas as especificações relacionadas a modulação do sinal quando ao sinal a ser transmitido. Assim, feita as configurações desejadas, é possível medir tanto o valor de RSSI quanto de PER, tornando possível um estudo da simulação realizada com ele.

Outra medida seria a análise espectral, que se torna relevante no tocante ao sinal que será trabalhado e as variações de sua configuração, assim com o seu estudo torna-se possível distinguir a melhor configuração aplicável ao projeto de acordo com determinadas condições estabelecidas em que ele será submetido. Para isso, será utilizado o analisador de espectro modelo N9912A da *Agilent Technologies*, mostrado na Figura 3.5.1, que apresenta uma alta precisão e grande nível de sensibilidade, fatores necessários para o experimento proposto.

### 3.5 Conclusões

Assim, com as especificações dadas neste capítulo foi possível montar a placa alvo e o ambiente de testes, ambos mostrados nas fotos 3.5.1 e 3.5.2, necessários para realizar experimentos relacionados ao campo de pesquisas sobre endoscopia sem fio.

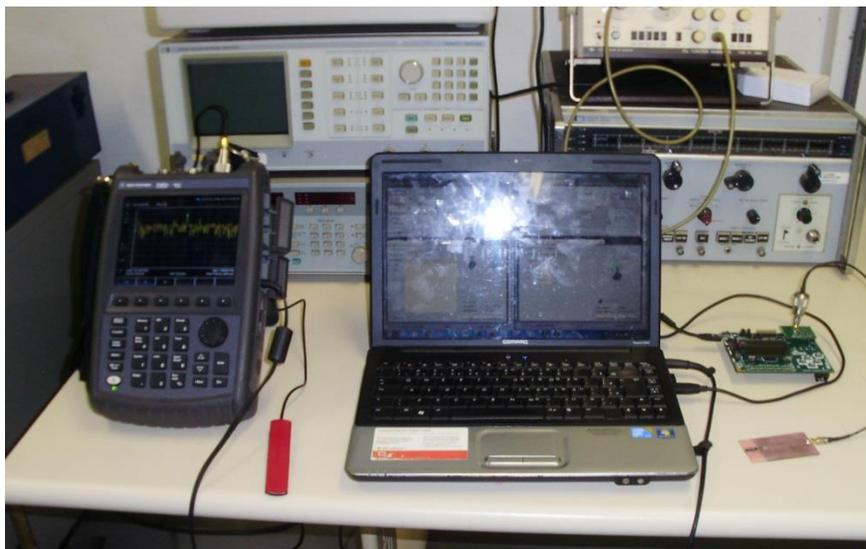


Figura 3.5.1 – Foto dos equipamentos utilizados para experimento envolvendo espectro de frequência

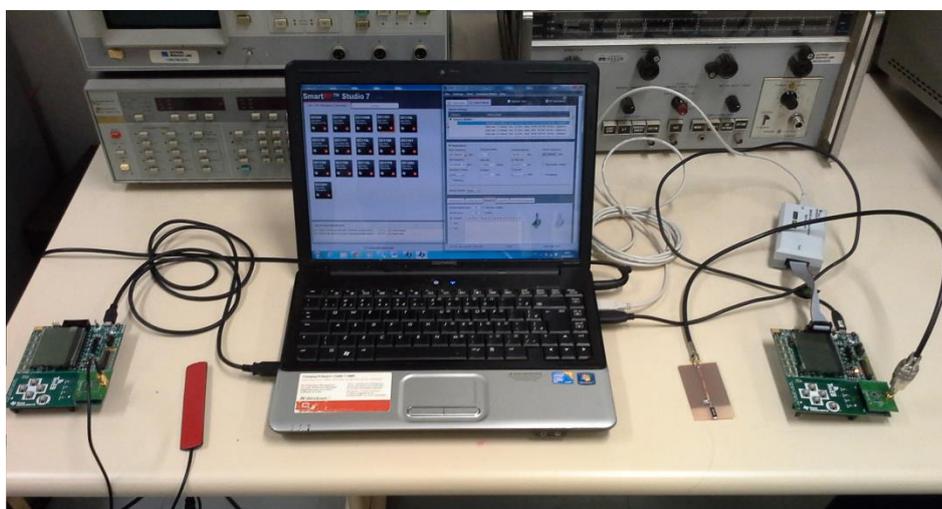


Figura 3.5.2 - Foto dos equipamentos utilizados para experimento envolvendo medições telemétricas

## **4. Aspectos importantes para Montagem da pílula inteligente e sua análise telemétrica**

### **4.1 Antenas Implantáveis**

#### **4.1.1 Configuração necessária**

Para o projeto de um aparelho que será utilizado dentro de um corpo humano exige a obediência de especificações que sejam coerentes com as características do meio como a alta taxa de absorção da radiação eletromagnética pela camada de gordura e órgãos, aliada a necessidade de uma transmissão com baixa potência para se evitar possíveis problemas provocados por danos por efeitos térmicos, além também da dimensão do aparelho que possui uma fonte de energia com potência reduzida, deve-se projetar então uma antena com alcance reduzido, com alta eficiência de radiação e com uma largura de banda capaz de transmitir uma quantidade de dados que aliem perfeitamente a relação sinal ruído.

#### **4.1.2 Configuração utilizada**

Como proposta foi selecionada uma antena comercial com o objetivo de se facilitar a reprodução e futuros estudos sobre o assunto abordado. Apesar de existir no mercado diversos tipos de antenas que possuem as dimensões necessárias para possibilitar a sua inserção em uma cápsula, ou até mesmo, a opção de se imprimir uma na própria placa de circuito, ou ainda no próprio encapsulamento, se deve atentar que a potência dela e principalmente os componentes externos para se realizar o casamento de impedância com o transceptor para se obter o máximo de potência transferida possível na transmissão são de extrema relevância, pois implicam diretamente nas dimensões da cápsula e na possibilidade de inclusão de sensores adicionais no futuro, além da eficiência da bateria e seu tempo de vida total.

Então, como opção, se tem disponível a antena modelo ANT1204F002R0433A da marca Yageo, na qual possui dimensões aceitáveis (12X04X1,6 mm) e que possui a vantagem de existir no mercado um balun feito exclusivamente para o casamento de uma antena com impedância de 50 ohms com o circuito do transceptor CC1101 da marca Texas Instruments e, no caso de trabalho em torno da frequência de 433 MHz, sem a necessidade de inclusão de nenhum outro elemento adicional como um filtro  $\pi$  facilitando a montagem e promovendo a dimensão reduzida do circuito do projeto. Este balun é identificado como modelo 0433BM15A0001E e é fabricado pela *Johanson Technology Inc.*

Esta antena tem como característica uma frequência central de 433 MHz, na qual é pertencente a faixa de frequência ISM, além de uma largura de banda de 28 MHz. Em relação a potência de transmissão ela possui um máximo de 1 W com um feixe azimutal omnidirecional e polarização linear, possibilitando um ganho máximo de 0,83 dBi sobre uma impedância de 50 ohms. Na Figura 4.1.2.1, a seguir, tem-se o seu diagrama de ganho ao utilizarmos a topologia do circuito mostrado pela imagem à esquerda:

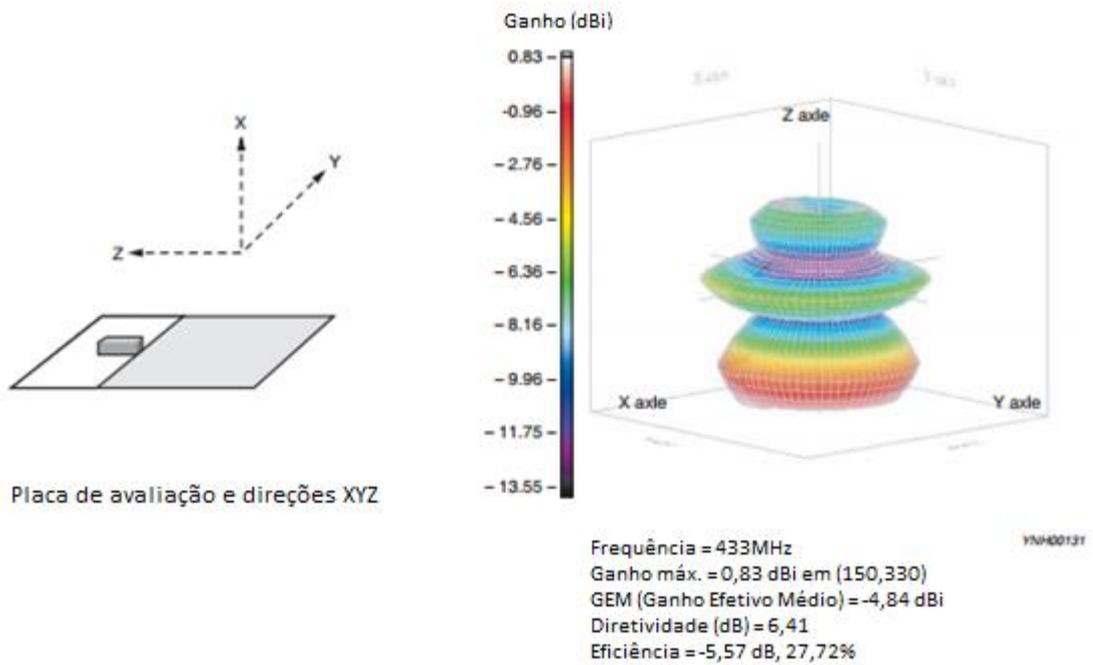


Figura 4.1.2.1 – Padrão de Radiação [26]

Além disso, se pode ver o gráfico de perda de retorno que mostra a faixa em que houve maior recebimento de potência pela antena:

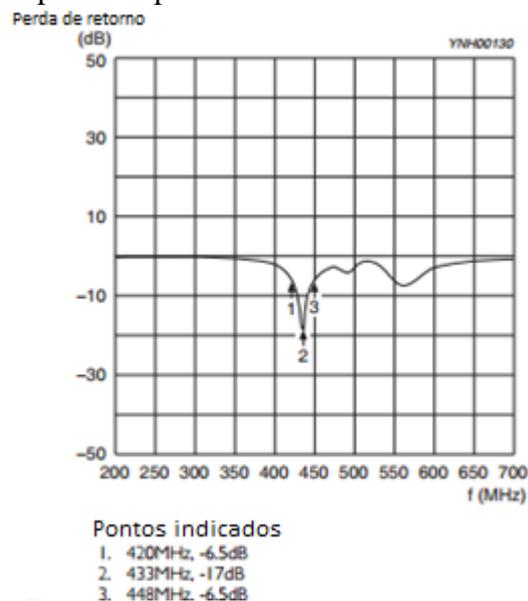


Figura 4.1.2.2 – Perda de Retorno [26]

Com isso, se deve então avaliar a sua posição na parte interna da cápsula, visto que, devido as suas dimensões, boa parte do espaço disponível será tomado, então se deve posicioná-la de forma estratégica de modo a possibilitar a inserção dos outros elementos. Dessa forma, ao analisar as possíveis organizações dos elementos internos de uma cápsula inteligente, se chega às distribuições que são mostradas na Figura 3.2.1.

Assim, é possível observar que a opção que mais se adapta a situação dada pelas dimensões dos elementos escolhidos é a terceira, na qual a antena se localiza na lateral enquanto os elementos se organizam na parte interna central do corpo da cápsula.

## **4.2 Microcontrolador**

### **4.2.1 Configuração necessária**

Um tipo de microcontrolador que se encaixa neste projeto é aquele que possui a necessidade de poucos elementos externos para o seu perfeito funcionamento, além também de integrar sensores e um transceptor em seu encapsulamento. No mercado se pode ver vários modelos que seguem essas exigências, então entre eles se deve selecionar o com maior número de sensores e com menor dimensão possível e em caso de uso de sensores de imagem, um com a maior quantidade de memória possível. Visto isto, de forma a ter certeza do sucesso da montagem do modelo proposto foi selecionado um modelo de transceptor utilizado em uma pílula comercial, sendo no caso a PillCam, que possui o transceptor ZL70102, na qual possui as seguintes configurações:

- Ampla Faixa de Tensão de alimentação: 2,1 V a 3,5 V;
- Bandas de frequência: 402-405 MHz (10 canais MICS) e 433-434 MHz (2 canais ISM);
- Alta taxa de dados (800/400/200 kbps);
- Transmissão programável com potência de -1 dBm até -30 dBm;
- Modulações 2-FSK e 4-FSK;
- Alto desempenho MAC com tratamento de erros automático e controle de fluxo, tipicamente menor que  $1.5 \times 10^{-10}$  BER;
- Muito pouco componente externo (3 unidades, além do casamento de impedância da antena).

Além também, de ser livre de chumbo e ser compatível com aplicações ISM que utilizam a frequência central de 433 MHz em uma transmissão de curto alcance em região interna do corpo com uma potência dentro dos limites aqui discutidos.

Em sua estrutura, de acordo com a Figura 3.3.3, é notável a existência de blocos, na área *Media Access Controller*, responsáveis por receber e processar dados vindos dos sensores e se comunicar com o transceptor, tarefas que podem ser cumpridas por um microcontrolador, portanto, na tentativa de se fazer um sistema equivalente, será utilizado um microcontrolador capaz de executar as mesmas tarefas, incluindo a comunicação com um transceptor integrado a sua estrutura.

#### **4.2.2 Configuração utilizada**

Entre as opções se tem as fornecidas pela Texas Instruments, fabricante de circuitos integrados com sede nos EUA, sendo uma delas os microcontroladores do modelo CC430, que reúne um microcontrolador msp430 e um transceptor CC1101 que possui características muito semelhantes ao transceptor da PillCam, a saber:

- Ampla faixa de tensão de alimentação: 2,0 V a 3,6 V;
- Bandas de frequência: 300 MHz a 348 MHz, 389 MHz a 464 MHz e 779 MHz a 928 MHz;
- Taxa de dados programável indo de 0,6 kbps 500 kbps;
- Transmissão programável com potência indo de -12 dBm até 10 dBm para todas as frequências suportadas;
- Modulações 2-FSK, 2-GFSK e MSK suportados, bem como OOK e a flexível ASK;
- Alta Sensibilidade (-117 dBm a 0,6 kbps , -111 dBm a 1,2 kbps em 315 MHz com apenas 1% de PER);
- Saída digital RSSI.

A série CC430F513x combina o transceptor sub-1 GHz CC1101 com o MSP430, possuindo até 32 KB de memória flash programável no sistema, até 4 KB de RAM , dois temporizadores de 16 *bits*, um ADC de 12 *bits* de alta performance, com seis entradas externas além de sensores de temperatura e bateria internos, um comparador, interfaces de comuni-

cação serial universal, um acelerador de segurança AES de 128 *bits*, um módulo RTC com capacidades de alarme e um máximo de 30 pinos I/O.

Esta versão foi escolhida por conter, além de outras qualidades como dimensão e espessura, fatores determinantes para o projeto em questão, como velocidade, capacidade de armazenamento e sensores embutidos que possibilitam a diminuição dos elementos externos necessários para montagem de protótipos de dispositivos que venham utiliza-lo, como no caso em estudo.

### **4.3 Bateria**

#### **4.3.1 Configuração necessária**

Existem vários tipos de bateria que podem ser utilizadas na situação presente apresentada, porém alguns pontos devem ser considerados relevantes ao se selecionar um modelo entre os padrões existentes no mercado, pois além do tamanho, se tem a capacidade de carga e a voltagem, nas quais são de extrema relevância para, além do bom funcionamento do circuito, supra a necessidade de funcionar por um intervalo de tempo suficiente para se completar o exame desejado.

#### **4.3.2 Configuração utilizada**

Então, entre os padrões disponíveis se pode escolher o modelo SR754W, feito de óxido de prata, que possui, além de dimensões aceitáveis para a questão proposta ( $7,9 \times 5,4$  mm) está entre as baterias de dimensões reduzidas que possui maior quantidade de carga (cerca de 70 mAh) e fornece uma voltagem DC de 1,55V, com isso ao utilizarmos 2 baterias se tem um total de 3.1V que é suficiente para alimentarmos os microcontroladores propostos anteriormente.

Porém, em situações em que há a necessidade de utilização do protótipo por um intervalo longo de tempo, sendo o suficiente para esgotar a carga da bateria enquanto os experimentos ainda estão em andamento, será utilizado um regulador de tensão que é capaz de receber uma entrada DC de 12 V e manter uma saída de 3,3 V DC que é submetida a uma *proto-board* que receberá 2 fios que estão ligados à entrada de tensão do protótipo.

Como solução para o problema de ligar e desligar o protótipo que estará dentro de uma cápsula resistente é a utilização de um switch magnético, que consiste de um par de con-

tatos feitos de metais ferrosos dentro de um envelope de vidro hermeticamente fechado. Os contatos podem estar normalmente aberto, fechando, quando um campo magnético está presente, ou normalmente fechado, e abrindo, quando um campo magnético é aplicado, sendo este último o utilizado neste projeto.

## **4.4 Sensores**

### **4.4.1 Configuração necessária**

Como visto anteriormente, é possível adicionar diversos tipos de sensores dentro de uma pílula inteligente, seguindo desta forma, o conceito de *lab-in-a-chip*. Na literatura é possível encontrar trabalhos realizados utilizando diversos sensores simultaneamente em uma pílula inteligente como foi visto anteriormente. É notável o fato de quanto maior o número de sensores integrados ao microcontrolador melhor será para topologia do sistema, além de que, através de diversos experimentos feitos por anos (Tabela 3.3.2), é nítido o fato de que sensores digitais possuem uma precisão melhor do que os analógicos, melhorando a viabilidade do projeto proposto neste trabalho.

### **4.4.2 Configuração utilizada**

Como proposta será utilizado o sensor de temperatura já integrado ao microcontrolador não apenas por promover uma considerável praticidade, mas também por apresentar vantagens como conexão direta a um conversor analógico-digital de 12 *bits*, também integrado, que possui uma tensão de referência variável, na qual pode ser alterada de acordo com a situação em que o circuito é aplicado, aumentando assim a precisão da medida. No microcontrolador sugerido também é possível encontrar outros sensores, como o de posição e de status da bateria que podem ser utilizados em aplicações futuras a este projeto.

## **4.5 Placa de circuito impresso**

### **4.5.1 Configuração necessária**

A placa em que será impresso o circuito a ser utilizado pelo sistema deve ser o mais fina possível, sendo em alguns casos até flexível, como é possível ver no caso da PillCam,

que, apesar de usar uma topologia onde o microcontrolador se localiza transversalmente a cápsula, utiliza integralmente uma placa flexível em sua composição seguindo um conceito em que os componentes se localizam em regiões circulares separadas conectadas por uma tira, que faz papel de um cabo conector, mas feito da própria placa do circuito como é possível ver pela Figura 3.2.4. Há também o caso da patente US8454496 B2 em que é utilizada, de forma integral, uma placa flexível, com a configuração dos componentes mostrada anteriormente. Com isso, se deve escolher uma placa, com formato, espessura e material que consiga formar uma topologia que respeite tanto a organização dos componentes quanto todas as dimensões do projeto simultaneamente.

#### **4.5.2 Configuração utilizada**

Como tentativa de propor uma solução diferente das encontradas tanto nos protótipos citados e das versões comerciais, será utilizada uma topologia semelhante à sugerida pela patente citada, porém com o diferencial de que a placa será dobrada em três partes iguais, como mostrado na Figura 3.2.5, com um espaçamento entre elas como pode ser visto pela indicação 1 da Figura 3.2.6, ao em vez de enrolada e será protegida por um encapsulamento de forma a diminuir a impedância sobre o campo próximo e evitar o contato de órgãos internos com metais nocivos a saúde do paciente.

### **4.6 Encapsulamento**

#### **4.6.1 Configuração necessária**

Devido a necessidade de se obedecer critérios restritos e de relativamente difíceis medições, esta parte exige uma pesquisa específica e dedica a obtenções de um material que possua propriedades dielétricas que não atrapalhem a propagação de potência do sinal de muito baixa potência que está sendo transmitido, além de ser considerado macio o suficiente para não causar incômodos no paciente dificultando a sua recepção e, por consequência o progresso do exame. Além de constituir de um material biocompatível que não cause complicações, irritações, nem alergias ao paciente, sendo para isso a confirmação prévia da aprovação de seu uso por agências reguladoras como a FDA nos Estados Unidos ou a Anvisa no Brasil.

#### 4.6.2 Configuração utilizada

No caso, por se tratar de um protótipo que não será aplicado em experimentos que utilizam um ambiente in vivo, será utilizada apenas uma embalagem de plástico com formato semelhante ao de uma cápsula.

### 4.7 Modelagem do canal de propagação

#### 4.7.1 Configuração necessária

Para modelagem de um meio com características como a de um corpo humano é necessário a análise dos mais diversos tipos de materiais e as suas variações de forma que, ao se analisar as constantes relativas a este meio, se tem como resultado algo próximo ao esperado em caso o experimento fosse realizado in vivo com um ser humano.

#### 4.7.2 Configuração utilizada

Para isso será utilizado o conceito de *phantom* através do experimento proposto em [9] utilizando um meio retangular formado carne, gordura e pele como explicado anteriormente, no caso foi utilizado um pedaço selecionado de barriga de porco embalada a vácuo, sendo a proporção de cada camada de acordo com a Figura 4.7.2.1.

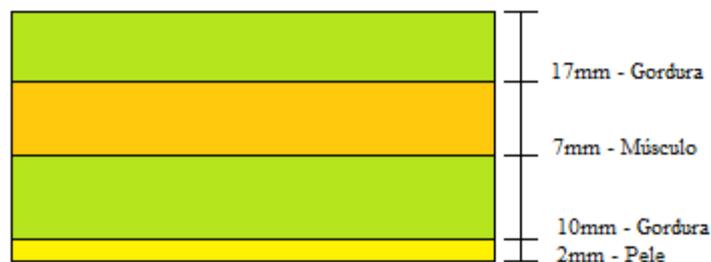


Figura 4.7.2.1 – Espessuras das camadas que formam o modelo de *phantom* utilizado

Neste sentido, estabelecido o meio de propagação, foi realizado experimentos utilizando os equipamentos mostrados nas imagens 3.5.1 e 3.5.2.

## 4.8 Conclusão

Assim, com as informações dadas nos tópicos anteriores deste capítulo se torna perfeitamente possível realizar a montagem de um protótipo de uma pílula inteligente e seu ambiente para testes. Assim, como forma de promover a continuidade do experimento, será realizada a montagem de um protótipo em escala, sendo ela de 1:2, como pode ser visto na Figura do anexo B, utilizando componentes facilmente encontrados no mercado, porém mantendo aqueles que influenciam diretamente no resultado final dos testes propostos, como o microcontrolador, a antena e o balun. Na Figura 4.8.1 é possível ver o protótipo em escala.

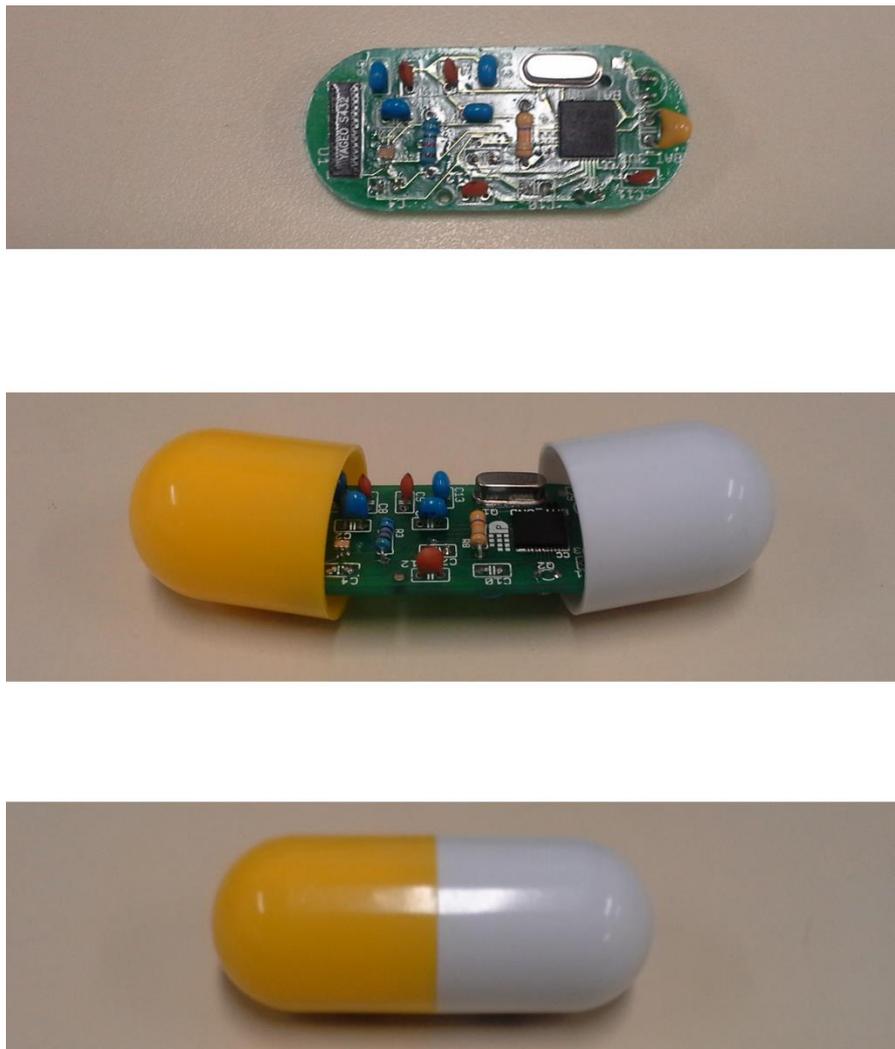


Figura 4.8.1 – Fotos do protótipo em escala desenvolvido

## 5. Simulações e Resultados

### 5.1 Experimento 1

#### 5.1.1 Análise espectral

Inicialmente foi realizado um experimento como referência para comparação do comportamento do sinal para possíveis variações do cenário em que o sinal será submetido. Neste primeiro cenário se verificou o comportamento do sinal sobre condições ideais, ou seja, se conectou a placa TrxEB diretamente no analisador de espectro de tal forma a obter o espectro do sinal gerado pelo placa com o mínimo de influência externa.

Este sinal recebeu como configuração inicial dados baseados tanto nos padrões trabalhados pela PillCam, como a potência de transmissão, a frequência da portadora e a taxa de dados, quanto nos dados aconselhados pelo ITU-R como espaçamento do canal e largura de banda do filtro da recepção, além disso, foi trabalhado com sinal com codificação Manchester para melhoria do sincronismo entre as bases. É possível verificar a configuração utilizada na Figura 5.1.1.1.

RF Parameters			
Base frequency	Channel number	Channel spacing	Carrier frequency
432.999817 MHz	1	199.951172 kHz	433.199768 MHz
Xtal frequency	Data rate	RX filter BW	<input checked="" type="checkbox"/> Manchester enable
26.000000 MHz	499.878 kBaud	58.035714 kHz	
Modulation format	Deviation	TX power	<input type="checkbox"/> PA ramping
2-FSK	5.157471 kHz	-30 dBm	
<input type="checkbox"/> Whitering			
Range Extender	None		

Figura 5.1.1.1 – Configuração utilizada durante o experimento

Tendo em vista que os valores citados já foram estabelecidos com o objetivo de obter a melhor e mais segura transmissão entre a base e o implante médico, resta-nos verificar qual método de modulação digital se adapta melhor as condições em que o protótipo será submetido e buscando qual delas é capaz de proporcionar uma recepção e um sincronismo do sinal eficiente.

Com isso, inicialmente se analisou a modulação 2-FSK, que se trata de uma combinação M-ária de um sinal FSK com frequências ortogonais entre si com separação iguais entre

as frequências utilizando o desvio de frequência dado na Figura 5.1.1.1 (*deviation*). Cada sinal FSK possui um espectro de frequência que pode ser descrito através equação:

$$(9) \quad S_{FSK}(f) = \frac{1}{4} \left[ \delta \left( f - \frac{1}{2T_o} \right) + \delta \left( f + \frac{1}{2T_o} \right) + \frac{4T_o}{\pi^2} \left[ \frac{\cos(\pi f T_o)}{4f^2 T_o^2 - 1} \right]^2 \right]$$

Esta modulação pode ser vista na Figura 5.1.1.2, sendo possível notar a presença dos impulsos nas frequências ortogonais características do sinal.

Em seguida se testou esta mesma configuração submetida a uma modulação GFSK, que se trata de uma modulação FSK aliada a um filtro gaussiano. Este filtro é capaz de aumentar a eficiência do espectro, pois suaviza o espectro tanto para frequência utilizada para indicar o *bit* 0 quanto para frequência utilizada para indicar o *bit* 1, diminui assim a banda ocupada, pois remove harmônicos e ruídos indesejados, porém diminuindo a amplitude do sinal, como é possível ver pela Figura 5.1.1.3.

Logo após esta medição, se realizou o experimento utilizando o método de modulação OOK/ASK, que é um dos métodos mais simples e, por isso, mais utilizado em cápsulas inteligentes designadas para transmitir dados discretos de seus sensores, porém incapaz de atingir a resolução necessária para se transmitir um sinal de imagem, por exemplo. O seu espectro de frequência é dado pela equação:

$$(10) \quad S_{OOK}(f) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} dSa(n\pi) \delta(f - nf_o) \text{ em que } Sa = \frac{\text{sen}(x)}{x}$$

Como é possível notar, esta modulação é formada por um somatório infinito de pulsos periódicos, como pode ser visto na Figura 5.1.1.4, fato que pode ajudar no sincronismo e recepção do sinal.

Por último, realizou-se testes utilizando a modulação MSK, que se trata de uma forma de modulação FSK com fase contínua com índice de modulação de 0,5, diminuindo assim os problemas causados por distorções não-lineares. Ela pode ser descrita através da seguinte equação:

$$(11) \quad S_{MSK}(f) = T_o \frac{16 \cos^2(2\pi f T_o)}{\pi^2 (1 - 16f^2 T_o^2)^2}$$

Ao observar o gráfico da Figura 5.1.1.5 é notável o decaimento da amplitude das componentes em quadratura, tornando assim ela uma boa forma de se trabalhar em um sistema que exige baixa potência e sensível a ruídos.

Neste sentido, é possível notar o comportamento do sinal submetido a modulações compatíveis com o microcontrolador, sendo ele o CC430F5137. Em seguida irá se verificar qual delas se adapta melhor quando submetido ao *phantom* estabelecido para o projeto.

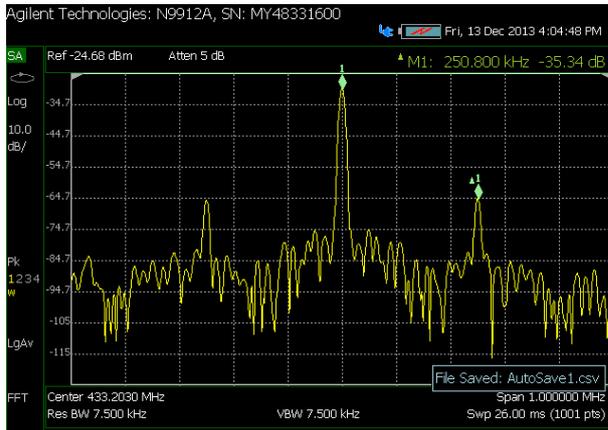


Figura 5.1.1.2 – Modulação 2-FSK

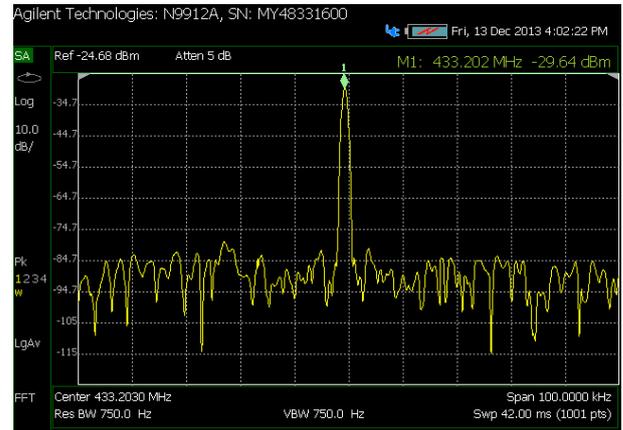


Figura 5.1.1.3 – Modulação GFSK

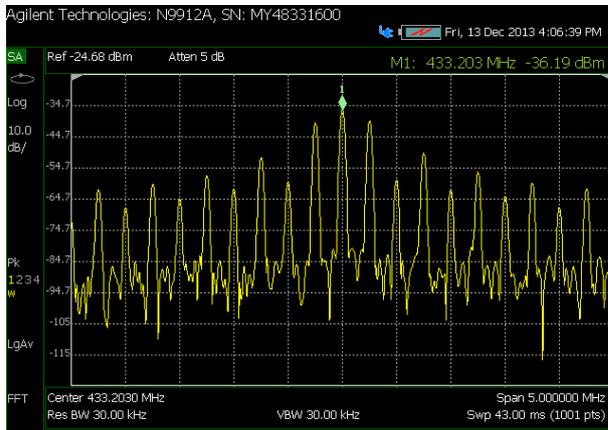


Figura 5.1.1.4 – Modulação OOK/ASK

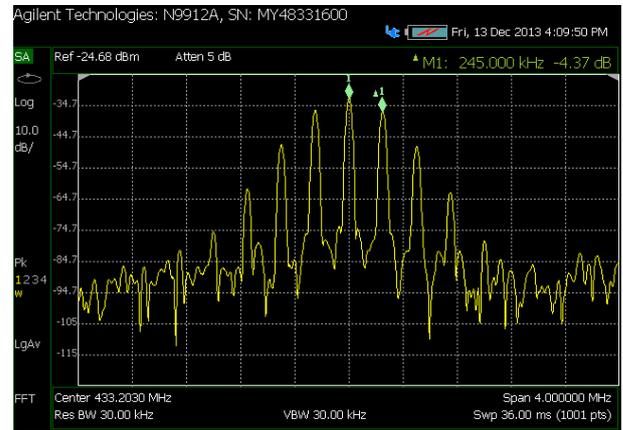


Figura 5.1.1.5 – Modulação MSK

Ao analisar os sinais abaixo é possível notar que, com a aplicação do *phantom*, houve a diminuição da potência de recepção tornando algumas modulações muito difíceis de trabalhar, como a OOK/ASK que apresentou potência de pico muito baixa e indistinguível em relação ao nível de ruído do aparelho como é possível verificar na Figura 5.1.1.8. Também há a modulação GFSK que, apesar de ser possível distinguir a sua função no espectro mostrado na Figura 5.1.1.7, é possível notar que ela possui uma relação sinal-ruído muito baixa, o que pode causar problemas na demodulação. Já a modulação 2-FSK se torna aplicável, pois, apesar de apresentar uma baixa relação sinal-ruído é a mais alta entre as modulações testadas como se pode ver em 5.1.1.6. Outra modulação é a MSK, que apresentou um dos melhores resultados, com uma relação sinal ruído similar à modulação 2-FSK e com as suas harmônicas bem caracterizadas, como se pode ver através de 5.1.1.9, o que pode facilitar o processo de obtenção da informação transmitida.

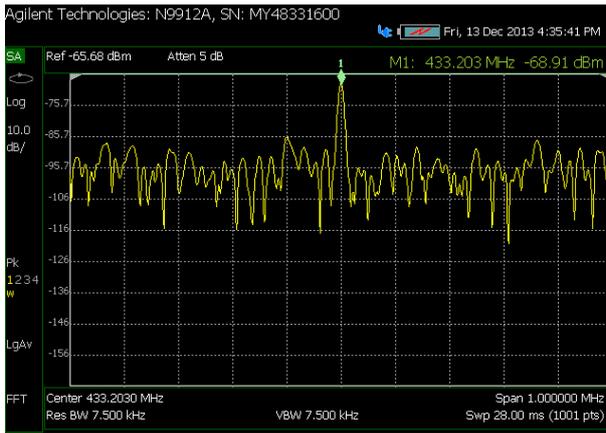


Figura 5.1.1.6 – Modulação 2-FSK com *phantom*

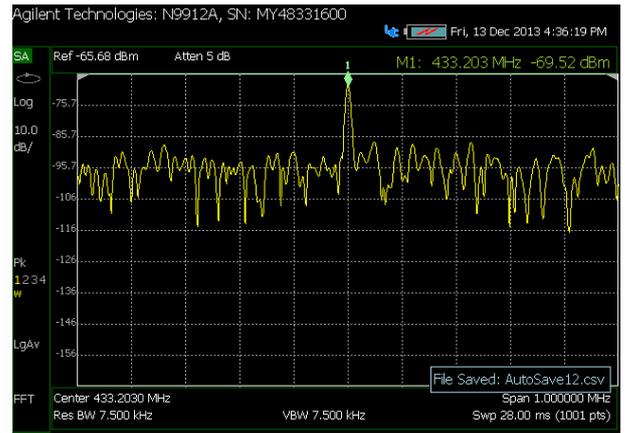


Figura 5.1.1.7 – Modulação GFSK com *phantom*

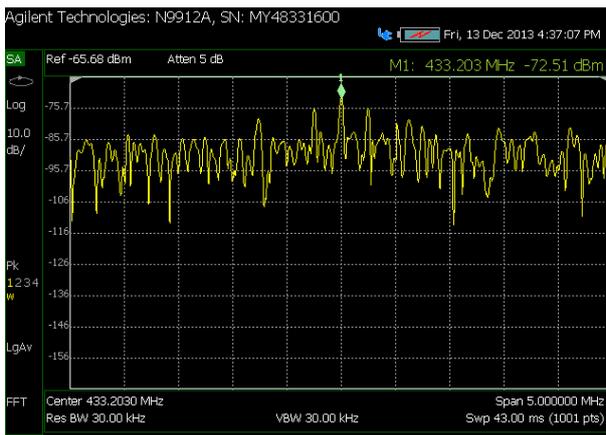


Figura 5.1.1.8 – Modulação OOK/ASK com *phantom*

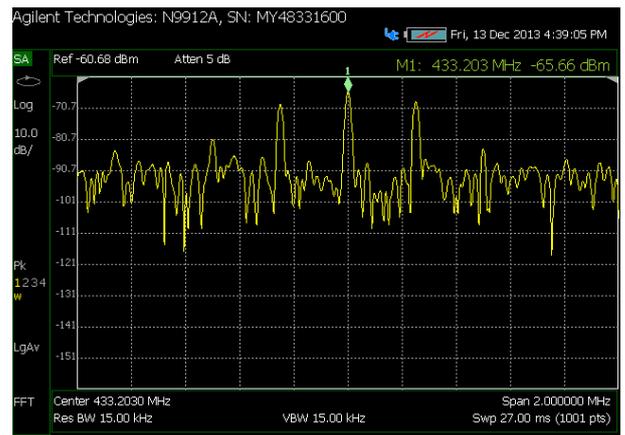


Figura 5.1.1.9 – Modulação MSK com *phantom*

## 5.2 Experimento 2

### 5.2.1 RSSI sem *phantom*

Neste segundo experimento foi analisada a força do sinal recebido, sendo inicialmente realizada, novamente, com o objetivo de se obter dados de referência, uma montagem considerando um cenário ideal, ou seja, sem utilização de *phantom* e com as antenas mais próximas possíveis de forma a evitar qualquer perda causada por meios externos.

Assim, pode-se ver o resultado obtido utilizando a modulação 2-FSK, mostrado na Figura 5.2.1.1, na qual obteve um bom resultado, o mesmo pode ser dito para modulação GFSK (Figura 5.2.1.2) e MSK (Figura 5.2.1.4). É notável o fato de que a potência envolvida foi suficiente para se receber os dados plenamente. Porém não é possível dizer o mesmo da modulação OOK/ASK (Figura 5.2.1.3) que, apesar de ter apresentado em média um valor aproximadamente igual, teve uma variação causada pela sua sensibilidade a ruídos, tornando-se assim uma má candidata a modulação ideal ao projeto.

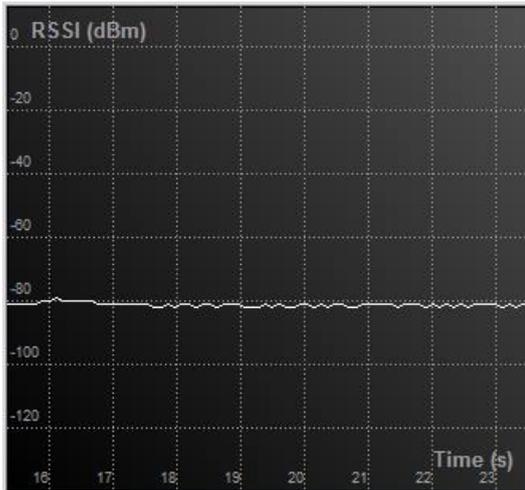


Figura 5.2.1.1 – RSSI com modulação 2-FSK

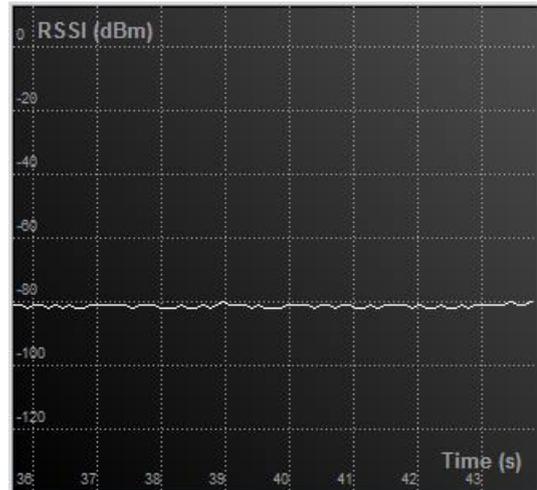


Figura 5.2.1.2 - RSSI com modulação GFSK

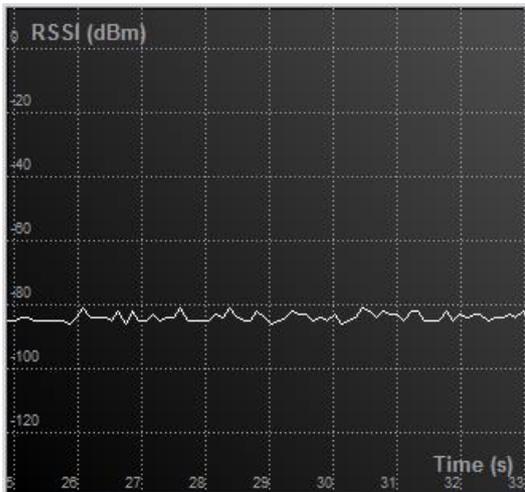


Figura 5.2.1.3 - RSSI com modulação OOK/ASK

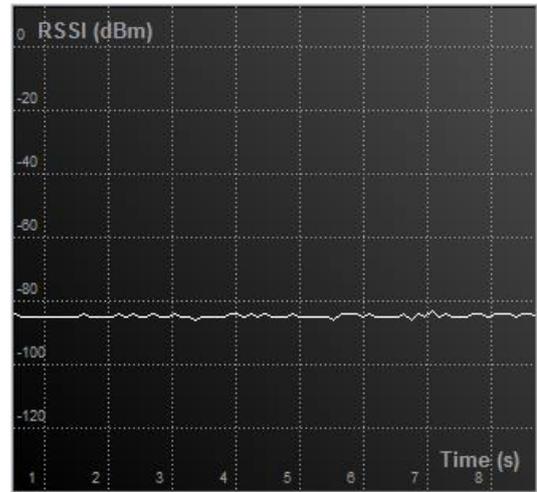


Figura 5.2.1.4 - RSSI com modulação MSK

## 5.2.2 RSSI com *phantom*

Já nesta parte foi analisado os resultados obtidos após se submeter o sistema às condições feitas para simular a interferência causada por um corpo humano. Com isso, foi possível observar que a modulação OOK/ASK (Figura 5.2.2.3) apresentou um sinal com potência muito próxima a sensibilidade do microcontrolador e uma variação característica de um sinal ruidoso tornando-a uma das opções impraticáveis, na mesma linha se tem a modulação MSK (Figura 5.2.2.4), que, apesar de ter apresentado um resultado melhor, se mostrou sensível e muito instável, porém a modulação GFSK (Figura 5.2.2.2) teve um comportamento muito bom, apesar de também apresentar uma baixa potência, se mostrou muito estável e capaz de transmitir os dados desejados até sobre o meio proposto. Por fim, a modulação 2-FSK (Figura 5.2.2.1) também se mostrou com considerável qualidade e, além de possuir uma resposta viável, é uma modulação simples de se trabalhar e, por isso, escolhida para o projeto proposto.

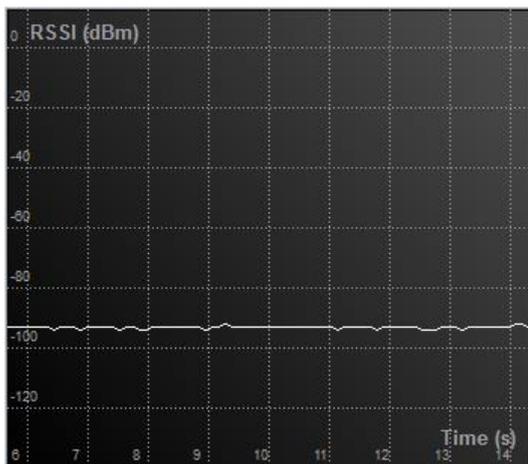


Figura 5.2.2.1 - RSSI com modulação 2-FSK sobre *phantom*

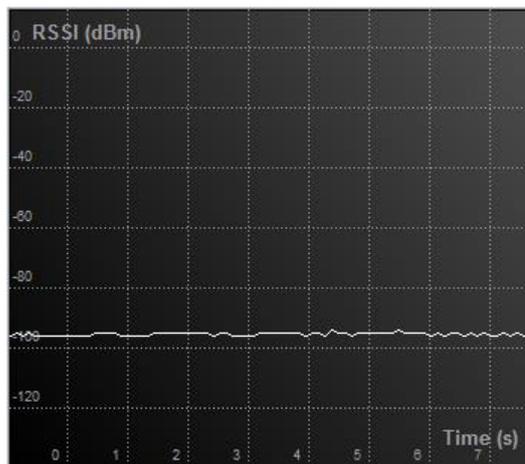


Figura 5.2.2.2 - RSSI com modulação GFSK sobre *phantom*

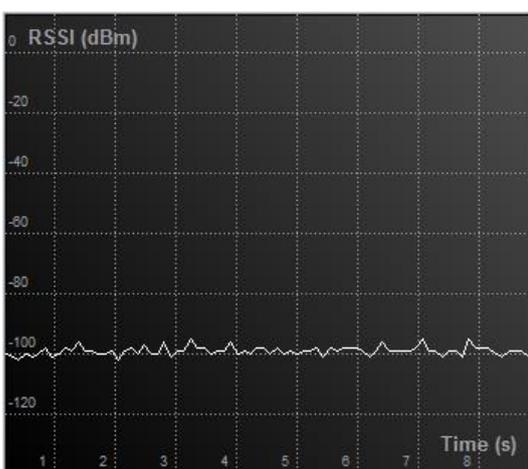


Figura 5.2.2.3 - RSSI com modulação OOK/ASK sobre *phantom*

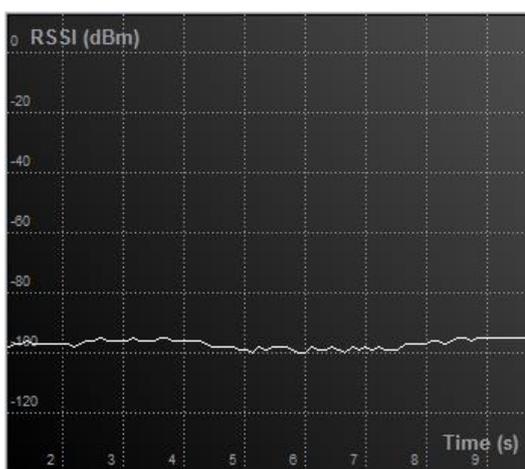


Figura 5.2.2.4 - RSSI com modulação MSK sobre *phantom*

### 5.3 Experimento 3

#### 5.3.1 PER sem *phantom*

Nesta primeira parte deste experimento se verificou a qualidade da transmissão do sistema proposto utilizando a análise de seu valor de PER em condições ideais e distância de propagação mínima. Este valor pode ser visto na Figura 5.3.1.1 em que mostra o resultado obtido ao transmitir 1000 pacotes de comprimento de 30 *bits* a uma potência de transmissão de -30 dBm a uma taxa de transmissão de 250 kbps.



Figura 5.3.1.1 - Medição de PER em condições ideais

É possível notar que o sistema apresentou uma excelente qualidade de sinal, então visto isso, a seguir ele será submetido ao *phantom* proposto para se avaliar a sua viabilidade em relação a proposta inicial dada neste projeto.

### 5.3.2 PER com *phantom*

Nesta parte, como dito anteriormente, se submeteu o mesmo sistema, ou seja, as mesmas configurações e montagens da primeira parte, às condições estabelecidas para simular um corpo humano.



```
PER STATISTICS: 1/2
Progress [%] : 100.00
Good Pkts   : 561
Lost Pkts   : 439
PER [%]     : 43.90
AUG RSSI [dBm] : -96
Link M [dBm] : -1
```

Figura 5.3.2.1 - Medição de PER em meio simulado

Com base na figura apresentada anteriormente, é possível notar que, apesar do sistema ter apresentado uma qualidade razoável, perdendo quase metade das informações transmitidas, devido à alta absorção de potência do dielétrico, porém o sistema ainda pode ser considerado viável, visto que ainda é possível obter as informações desejadas com relativa precisão através do sistema proposto, visto que neste sistema de medição um pacote é considerado perdido quando apenas um *bit* deste pacote com 30 *bits* é considerado errado, ou seja, a margem de erro foi dada considerando o pior caso.

## 6. Conclusões e Trabalhos futuros

O presente estudo buscou analisar o desenvolvimento de uma ferramenta que vem se destacando cada vez mais na linha de aparelhos implantáveis sem fio, buscando atender às necessidades específicas, bem como resolver problemas que encontram-se em contínuo crescimento no cenário hospitalar. Tal dispositivo, conhecido por diversos nomes, entre os quais: pílula inteligente, cápsula endoscópica e pílula eletrônica, tem gerado uma linha de pesquisa especializada que vem conquistando o interesse de diversas instituições de pesquisa por todo o mundo.

Empregou-se aqui o estudo dos conhecimentos básicos relacionados à telemetria e modulação digital que vieram a ser úteis para experimentação prática utilizando um meio que reproduz os efeitos do corpo humano sobre uma radiação eletromagnética com os componentes essenciais indicados para montagem do protótipo que se mostraram eficazes mostrando, de forma prática, a viabilidade do protótipo.

Porém, para dar continuidade a este trabalho, seria de grande valia a busca na montagem em tamanho real do projeto proposto, provando assim o seu conceito, além também de um desenvolvimento maior através da tentativa de aplicação de outros sensores como de temperatura, de pressão, de pH e até um microfone e com experimentações das possibilidades de organização destes componentes, como as mostradas na Figura 3.3.1, na qual, neste projeto, se tentou a disposição (c). Pode-se também buscar outras topologias para a placa de circuito impresso distintas da que se idealizou, em que utiliza um design simples, com formato retangular, e com menor espessura possível, apenas 0,1 mm. Incluindo que, de forma a evitar o contato do tecido biológico com metais pesados, ela foi projetada para ficar na região interna da cápsula protegida por um invólucro. Com isso, é notável que o este encapsulamento também pode ser objeto de atenção em projetos futuros na busca de um material biocompatível, que possua pouca impedância de onda além de dimensões reduzidas semelhantes as de uma cápsula comum.

Assim, neste projeto, se desenvolveu um protótipo que utilizou como referência a PillCam, da Given Imaging, de tal forma que algumas características, como frequência de comunicação, padrão de modulação e a potência de transmissão foram iguais, além de outros dados muito próximos como a taxa de transmissão e a tensão de alimentação. Entretanto, houve pontos que se distanciaram como a quantidade de componentes externos e os sensores utilizados, porém, graças a configurações, como a velocidade e a memória, do microcontrola-

dor utilizado, se torna perfeitamente possível, de forma semelhante ao utilizado na PillCam, adicionar um sensor de imagem.

Ainda que em escala, neste trabalho se gerou uma ferramenta que pode vir a ser útil em diversos trabalhos futuros como a aplicação da transformada da incerteza sobre dados provindos de implantes médicos sem fio com o objetivo de diminuir o erro nas medições gerado pelos ruídos provocados pelo meio dielétrico em que o sinal se propaga. E, como proposta a essa ideia, o estudo da aplicação da probabilidade de erro dada pelo valor de PER como forma de ponderação a ser utilizado sobre a matriz que será submetida à transformada da incerteza.

Se tem também estudos relacionados ao meio biológico em que o sinal será submetido, este meio pode ser simulado computacionalmente utilizando o Matlab através do método de diferenças finitas no domínio do tempo podendo gerar assim um estudo teórico preciso sobre os valores de SAR do sinal emitido pelo implante sobre o corpo humano.

Outra simulação que pode ser trabalhada através do programa Matlab da empresa Mathworks, utilizando os recursos provindos da ferramenta SimRF, é a criação de um meio de se prever o comportamento do sinal antes do projeto ser encaminhado, poupando assim esforços na busca de sua aplicabilidade prática.

Além disso, se tem um campo útil para pesquisas em aplicações ainda em desenvolvimento, como a alimentação sem fio, que pode ser útil não apenas na pílula inteligente, na qual pode passar a possuir mais espaço interno útil para inclusão de outros sensores ou algumas ferramentas médicas, mas também possibilita a aplicação em outras áreas que possuem interesse neste tipo de alimentação como a de informática e diversos eletroeletrônicos.

Diante do exposto, desenvolveu-se um estudo que teve por objetivo não apenas apresentar alguns dados específicos, mas também mostrar-se útil como base para estudos em uma área de pesquisa relativamente nova no contexto atual, mas que possui um próspero cenário futuro, podendo gerar assim diversos frutos que podem colaborar no incremento do conhecimento científico disponível aos estudantes e pesquisadores.

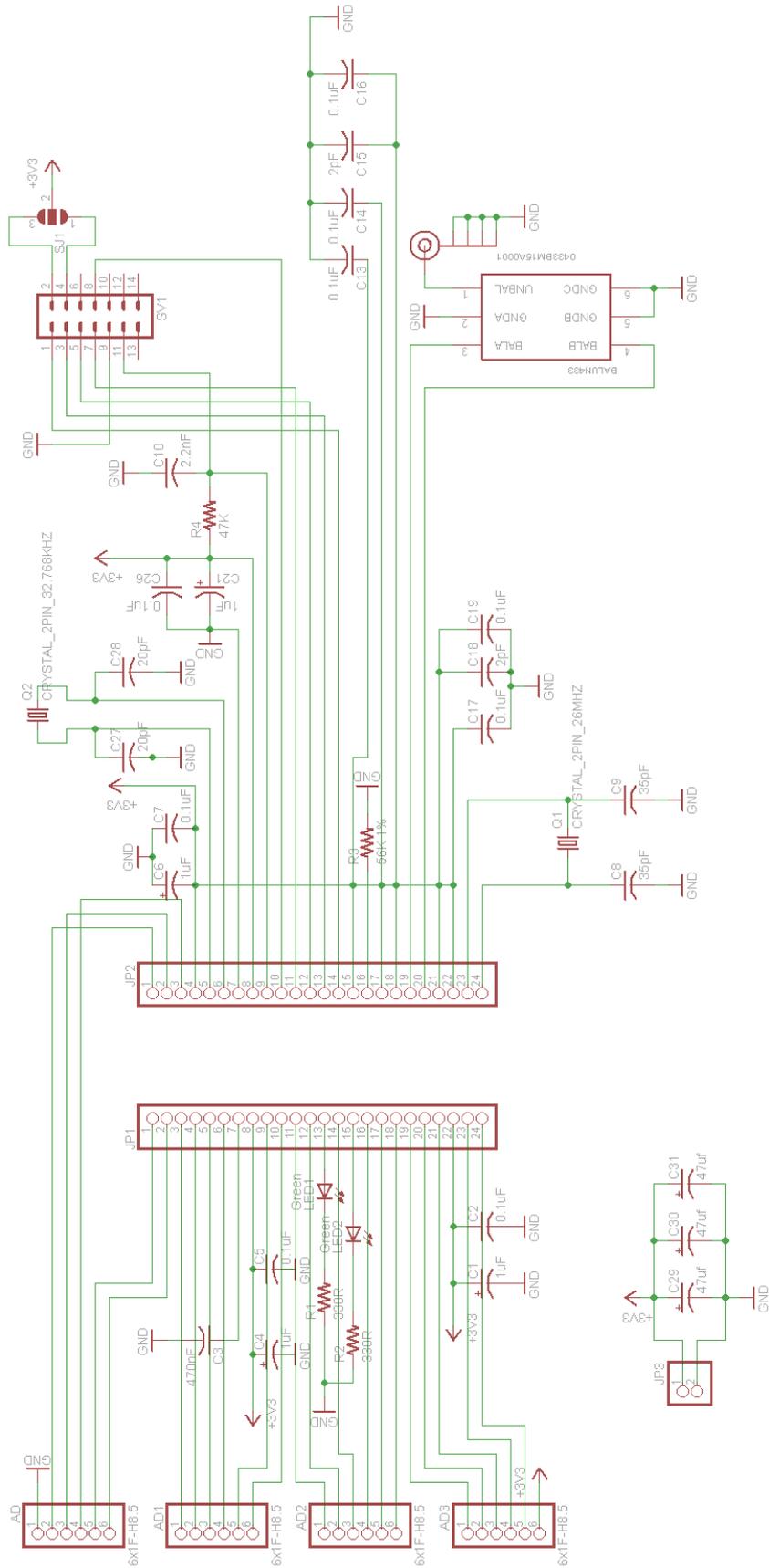
## 7. Bibliografia

- [1] <http://www.nasdaq.com/markets/ipo/filing.ashx?filingid=1537163>
- [2] F. Merli, "Implantable antennas for biomedical applications," PhD thesis, Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne (EPFL), Suíça, Setembro de 2011
- [3] <http://www.itu.int/ITU-R/terrestrial/faq/index.html#g013>
- [4] [http://www.inf.unisinos.br/~roesler/disciplinas/0\\_comunicados/10\\_modula\\_analogico/tp\\_modula.pdf](http://www.inf.unisinos.br/~roesler/disciplinas/0_comunicados/10_modula_analogico/tp_modula.pdf)
- [5] <http://www.lsi.usp.br/~volnys/courses/redes/pdf/04MULT-col.pdf>
- [6] MODEM UP22BIS - Manual de Operação e Instalação Modem UP22bis. Parks Informática. Versão 04. Montoro, F. A. MODEM. SP: Érica, 1995
- [7] C. Gabriel, "Compilation of the dielectric properties of body tissues at RF and microwave frequencies," Brooks Air Force Base, Texas (EUA), Tech. Rep. Report N.AL/OE-TR-, Junho de 1996 [Online]. Disponível em: <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/htmlclie/htmlclie.htm>
- [8] Electromagnetic compatibility and Radio spectrum Matters (ERM); Ultra Low Power Active Medical Implants (UPL-AMI) operating in the 401 MHz to 402 MHz and 405 MHz to 406 MHz bands; System Reference Document, European Telecommunications Standards Institute ETSI Std. TR 102 343 V1.1.1, 2004
- [9] J. Kim and Y. Rahmat-Samii, "Implanted antennas inside a human body: simulations, designs, and characterizations," IEEE Trans. Microw. Theory Tech., vol. 52, no. 8, pp. 1934–1943, Aug. 2004
- [10] T. Karacolak, A. Z. Hood, and E. Topsakal, "Design of a dual-band implantable antenna and development of skin mimicking gels for continuous glucose monitoring," IEEE Trans. Microw. Theory Tech., vol. 56, no. 4, pp. 1001–1008, Abril de 2008
- [11] A. J. Johansson, "Wireless Communication with Medical Implants: Antennas and Propagation," dissertação de Ph.D., Lund University, Lund, Junho de 2004
- [12] <http://www.cse.ohio-state.edu/~anish/788Notes/Lecture10.ppt>
- [13] R. Khalili and K. Salamatian, Evaluation of packet error rate in wireless networks, Proceeding of MSWIM'04, 2004

- [14] Parameswaran, Ambili Thottam, Mohammad Iftekhar Husain, and Shambhu Upadhyaya. "Is rssi a reliable parameter in sensor localization algorithms: An experimental study." Field Failure Data Analysis Workshop (F2DA09). 2009
- [15] An Engineering Discussion Paper on Spectrum Allocations for Short Range Devices (August 2004). ISBN 0-478-26391-0
- [16] [http://acma.gov.au/webwr/radcomm/frequency\\_planning/spps/0306spp.pdf](http://acma.gov.au/webwr/radcomm/frequency_planning/spps/0306spp.pdf)
- [17] "Standard for the safety levels with respect to human exposure to radiofrequency electromagnetic fields, 3 KHz–300 GHz", Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE) Std. C95TM 1999
- [18] "Standard for the safety levels with respect to human exposure to radiofrequency electromagnetic fields, 3 KHz–300 GHz", Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE) Std. C95TM 2005
- [19] M. R. Yuce, T. Dissanayake, and H. C. Keong, "Wireless telemetry for electronic pill technology," in Proc. IEEE Sensors Conf., Christchurch, New Zealand, October 25-28, 2009, pp. 1433-1438
- [20] T. Houzen, M. Takahashi, K. Saito, and K. Ito, "Implanted planar inverted-F antenna for cardiac pacemaker system," in Proc. International Workshop on Antenna Technology: Small Antennas and Novel Metamaterials iWAT 2008, 4–6, 2008, pp. 346–349
- [21] P. M. Izdebski, H. Rajagopalan, and Y. Rahmat-Samii, "Conformal ingestible capsule antenna: a novel chandelier meandered design," IEEE Trans. Antennas Propag., vol. 57, no. 4, pp. 900–909, Apr. 2009
- [22] T. Sunaga, H. Ikehira, S. Furukawa, M. Tamura, E. Yoshitome, T. Obata, H. Shinkai, S. Tanada, H. Murata, and Y. Sasaki, "Development of a dielectric equivalent gel for better impedance matching for human skin," Bioelectromagnetics, vol. 24, no. 3, pp. 214–217, Apr. 2003. [Online]. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1002/bem.10080>
- [23][http://www.microsemi.com/index.php?option=com\\_docman&task=doc\\_download&gid=125431](http://www.microsemi.com/index.php?option=com_docman&task=doc_download&gid=125431)
- [24]<http://www.edn.com/design/medical/4397880/3/PillCam-uses-latest-in-wireless--imaging--packaging-to-expose-your-innards>

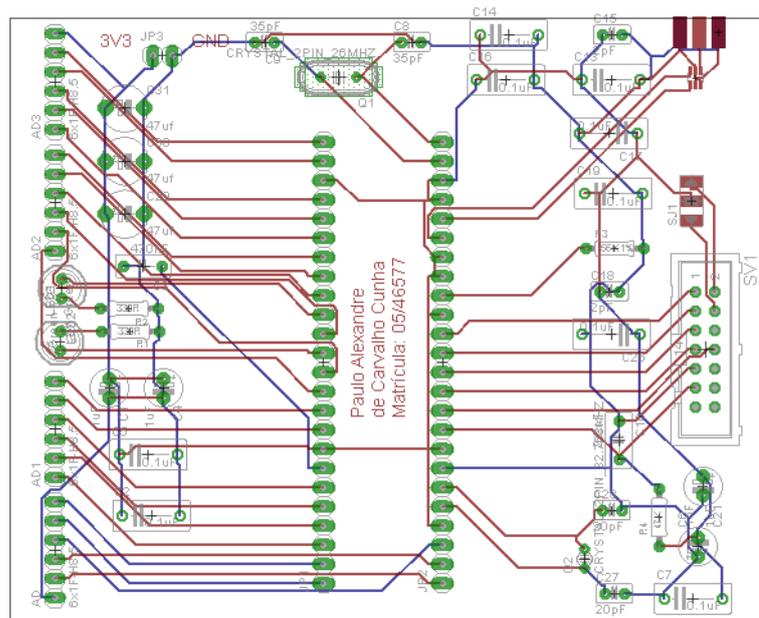
- [25] <http://www.uspto.gov/web/patents/patog/week23/OG/html/1391-1/US08454496-20130604.html>
- [26] [http://www.yageo.com/documents/recent/An\\_SMD\\_UHF\\_433\\_1204\\_0.pdf](http://www.yageo.com/documents/recent/An_SMD_UHF_433_1204_0.pdf)
- [27] <http://pessoal.utfpr.edu.br/gustavothl/modulacao/doc1.pdf>
- [28] <http://www.ti.com/product/cc430f5137>
- [29] <http://www.ti.com/product/cc1110f32>
- [30] <http://www.silabs.com/products/wireless/wirelessmcu/pages/si1010.aspx>
- [31] <http://www.freerouting.net/>
- [32] <http://www.givenimaging.com/>
- [33] R. Timothy, "Hitchcock Radio-frequency and Microwave Radiation," Third Edition, AIHA Nonionizing Radiation Committee, AIHA, 2004
- [34] Iddan GJ, Swain CP., "History and development of capsule endoscopy," *Gastrointest Endosc Clin N Am* 2004;14:1–9
- [35] Meng, MQ-H., et al. "Wireless robotic capsule endoscopy: State-of-the-art and challenges." *Intelligent Control and Automation, 2004. WCICA 2004. Fifth World Congress on*. Vol. 6. IEEE, 2004.
- [36] Pan, Guobing, and Litong Wang. "Swallowable wireless capsule endoscopy: Progress and technical challenges." *Gastroenterology research and practice* 2012 (2011).
- [37] McCaffrey, Colm, et al. "Swallowable-capsule technology." *Pervasive computing, IEEE* 7.1 (2008): 23-29.
- [38] Yuce, Mehmet R., and Tharaka Dissanayake. "Easy-to-swallow wireless telemetry." *Microwave Magazine, IEEE* 13.6 (2012): 90-101.

# Anexo A-1



Esquemático da Target Board

## Anexo A-2



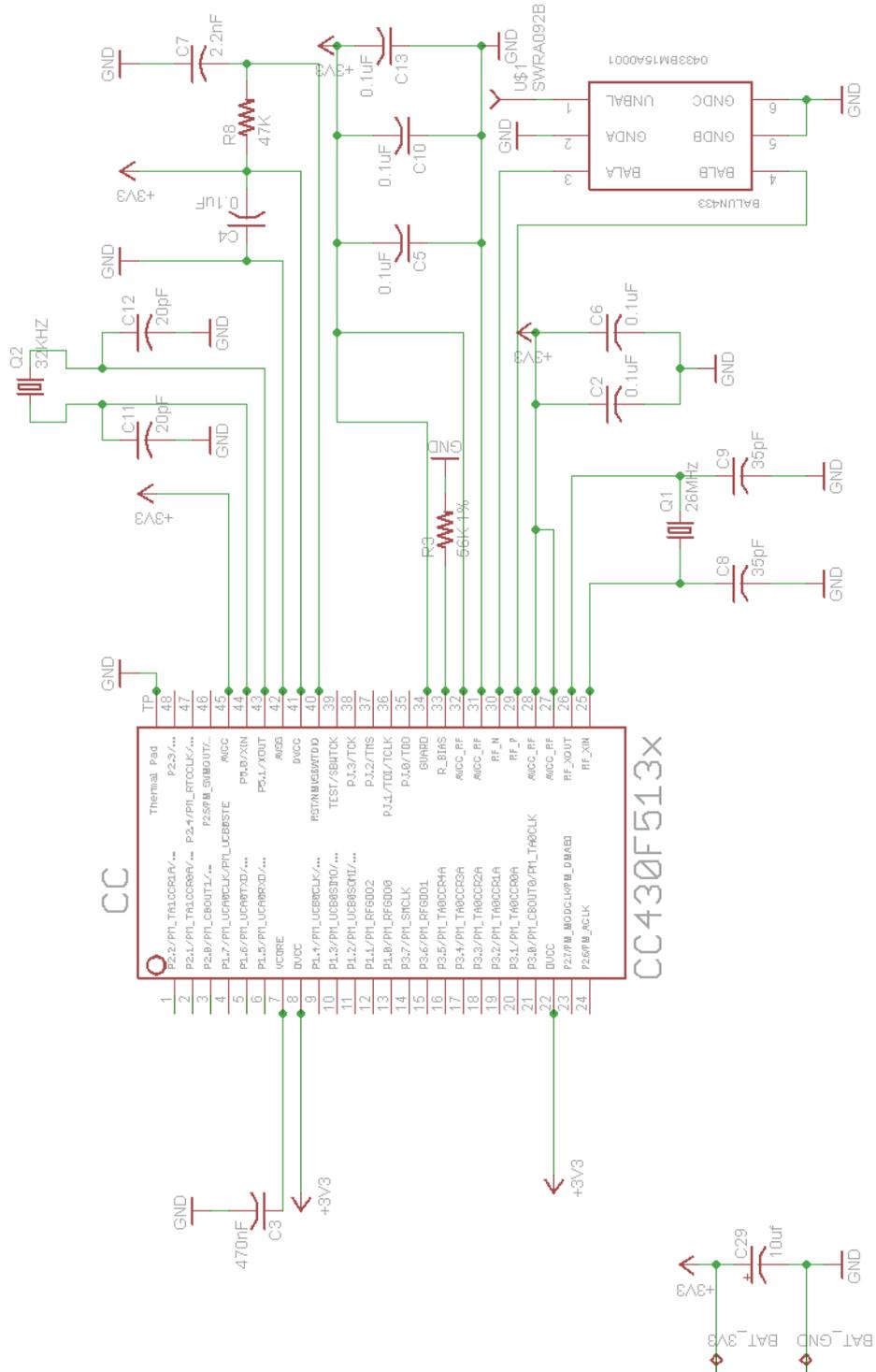
Placa de circuito impresso projetada para *Target Board*

Anexo A-3

Quantidade	Valor	Partes
1		SV1
1		JP3
2		JP1, JP2
1		SJ1
9	0.1uF	C2, C5, C7, C13, C14, C16, C17, C19, C26
4	1uF	C1, C4, C6, C21
1	2.2nF	C10
2	20pF	C27, C28
2	2pF	C15, C18
2	330R	R1, R2
2	35pF	C8, C9
1	470nF	C3
1	47K	R4
3	47uF	C29, C30, C31
1	56K 1%	R3
4	Header 6x1	AD, AD1, AD2, AD3
1	BALUN 433 MHz	0433BM15A0001
1	Oscilador de 26MHz com 2 pinos	Q1
1	Oscilador de 32.768kHz com 2 pinos	Q2
2	Green	LED1, LED2
1	Conector SMA	J\$1

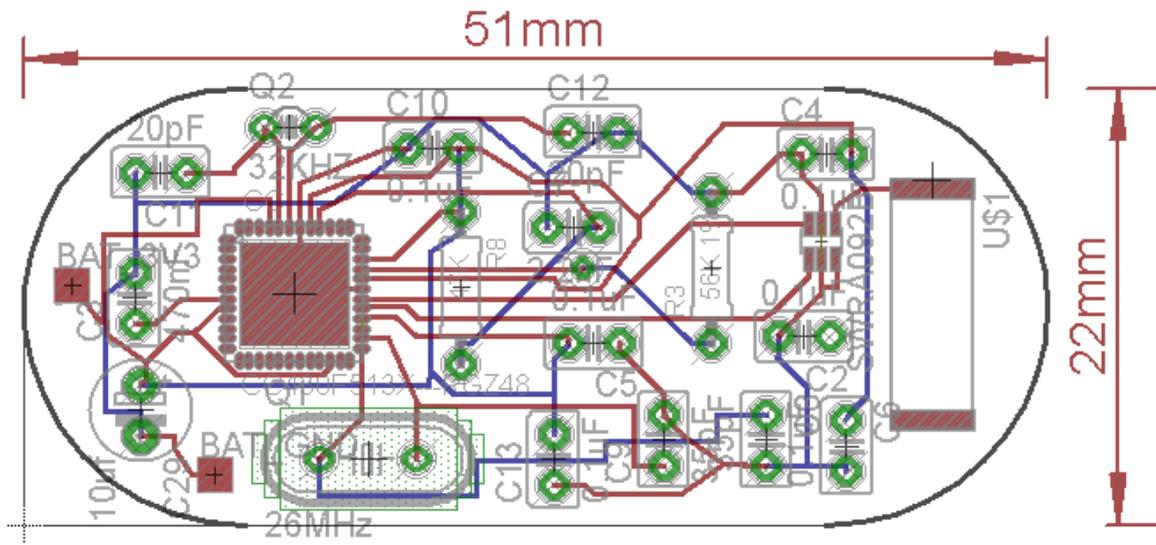
Lista com os componentes utilizados para montagem da *Target Board*

# Anexo B-1



Esquemático do protótipo de pílula inteligente projetado

Anexo B-2



Placa de circuito impresso do protótipo de pílula inteligente projetado

Anexo B-3

Quantidade	Valor	Partes
6	0.1uF	C2, C4, C5, C6, C10, C13
1	10uF	C29
1	2.2nF	C7
2	20pF	C11, C12
1	Oscilador de 26MHz com 2 pinos	Q1
1	Oscilador de 32.768kHz com 2 pinos	Q2
2	35pF	C8, C9
1	470nF	C3
1	47K	R8
1	56K 1%	R3
1	BALUN 433 MHz	0433BM15A0001
1	CC430F513X---RGZ48	Microcontrolador
1	SWRA092B	U\$1
2	TPTP15SQ	BAT_3V3, BAT_GND

Lista com os componentes utilizados para montagem do protótipo de pílula inteligente projetado