

CENTRO FEDERAL DE EDUCAÇÃO TECNOLÓGICA DE MINAS GERAIS  
*campus* DIVINÓPOLIS  
GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECATRÔNICA

Wagner Cardoso Soares

MÓDULO PARA TRANSMISSÃO E RECEPÇÃO SEM FIO DE ENERGIA ELÉTRICA USANDO  
TECNOLOGIA UWB PARA APLICAÇÃO EM DISPOSITIVOS BIOMÉDICOS IMPLANTÁVEIS



Divinópolis  
2014



Wagner Cardoso Soares

MÓDULO PARA TRANSMISSÃO E RECEPÇÃO SEM FIO DE ENERGIA ELÉTRICA USANDO  
TECNOLOGIA UWB PARA APLICAÇÃO EM DISPOSITIVOS BIOMÉDICOS IMPLANTÁVEIS

Monografia de Trabalho de Conclusão de Curso  
apresentada ao Colegiado de Graduação em  
Engenharia Mecatrônica como parte dos  
requisitos exigidos para a obtenção do título de  
Engenheiro Mecatrônico.

Orientador: Professor Doutor Sandro Trindade Mordente Gonçalves.



Divinópolis

2014



Wagner Cardoso Soares  
Candidato a Engenheiro Mecatrônico

MÓDULO PARA TRANSMISSÃO E RECEPÇÃO SEM FIO DE ENERGIA ELÉTRICA USANDO  
TECNOLOGIA UWB PARA APLICAÇÃO EM DISPOSITIVOS BIOMÉDICOS IMPLANTÁVEIS

Monografia de Trabalho de Conclusão de Curso  
apresentada ao Colegiado de Graduação em  
Engenharia Mecatrônica como parte dos  
requisitos exigidos para a obtenção do título de  
Engenheiro Mecatrônico.

Banca Examinadora:

Professor Doutor Sandro Trindade Mordente Gonçalves (orientador).  
Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais – *campus* Divinópolis.

Professor Doutor Cicero Lefort Borges.  
Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais – *campus* Divinópolis.

Professor Mestre Cláudio Henrique Gomes Santos.  
Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais – *campus* Divinópolis.

Divinópolis

2014





**Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais**  
**CEFET-MG / Campus Divinópolis**  
**Curso de Engenharia Mecatrônica**

Monografia intitulada “*MÓDULO PARA TRANSMISSÃO E RECEPÇÃO SEM FIO DE ENERGIA ELÉTRICA USANDO TECNOLOGIA UWB PARA APLICAÇÃO EM DISPOSITIVOS BIOMÉDICOS IMPLANTÁVEIS*”, de autoria do graduando Wagner Cardoso Soares, aprovada pela banca examinadora constituída pelos seguintes professores:

---

Prof. Dr. Sandro Trindade Mordente Gonçalves - CEFET-MG / *campus* Divinópolis -  
Orientador

---

Prof. Dr. Cicero Lefort Borges - CEFET-MG / *campus* Divinópolis

---

Prof. M.Sc. Cláudio Henrique Gomes Santos - CEFET-MG / *campus* Divinópolis

---

Prof. Dr. Valter Junior de Souza Leite  
Coordenador do Curso de Engenharia Mecatrônica  
CEFET-MG / *campus* Divinópolis





TRABALHO DEDICADO AO  
MEU AVÔ PATERNO DEUSDÉDIT EVANGELISTA SOARES.



## AGRADECIMENTOS

Agradeço  
a Deus, por todas as conquistas.

Agradeço,  
aos meus familiares, que dão apoio nas horas mais difíceis.

Agradeço,  
aos meus amigos, que dão força para continuar.

Agradeço,  
ao JAAC, grupo de jovens que participo há mais de 7 anos e contribui muito na minha formação.

Agradeço,  
ao meu orientador, Sandro Trindade Mordente Gonçalves, que possui grande conhecimento na área e tive a graça de aprender muito.

Agradeço,  
ao professor Valter Júnior de Souza Leite, com que iniciei projetos de pesquisa, se mostrou empenhado desde o princípio e estava sempre disponível quando precisei de seus trabalhos como coordenador do curso.

Agradeço,  
ao professor Cláudio Parreira Lopes, pelo apoio no final da pesquisa, principalmente na parte de conhecimentos mecânicos e fabricação.

Agradeço,  
à turma de 2010 de Engenharia Mecatrônica, pelo suporte em horas fundamentais.

Agradeço,  
às turmas de 2008 e 2009 de Engenharia Mecatrônica, as quais compartilhei aulas importantes para a formação.

Agradeço,

aos demais professores e funcionários do CEFET-MG – *campus* Divinópolis (ressaltando o pessoal da limpeza e responsáveis pelos laboratórios), que desempenham um grande trabalho nessa instituição.

Agradeço,

ao Márcio, coordenador de laboratórios do CEFET-MG – *campus* II, que com muita paciência e educação, auxiliou no que fosse possível durante a medição de resultados da parte eletroeletrônica.

Agradeço,

à minha Tia Maria da Conceição Pereira Lopes pelo apoio e incentivo no início da minha vida profissional.

E, por fim, agradeço,

ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico, pelo apoio financeiro durante o projeto de Iniciação Tecnológica, origem deste trabalho.



A mente que se abre a uma nova ideia  
jamais voltará ao seu tamanho original.

Albert Einstein

SOARES, Wagner Cardoso. **Módulo para Transmissão e Recepção sem Fio de Energia Elétrica usando Tecnologia UWB para Aplicação em Dispositivos Biomédicos Implantáveis**. 2014. 81f. Trabalho de Conclusão de Curso em Engenharia Mecatrônica. Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais – *campus* Divinópolis, 2014.

## RESUMO

A presente investigação pauta-se na pesquisa experimental, realizada no campo das engenharias, especificamente, nas áreas de Eletrônica e Mecânica. Foi enfocado o desenvolvimento de circuitos transmissores e receptores de energia elétrica, bem como antenas UWB. A segunda área é aplicada para se construir um módulo receptor sem fio. O objetivo central da pesquisa é desenvolver um sistema capaz de transmitir e receber energia elétrica sem fio na frequência UWB e aplicar este em dispositivos biomédicos implantáveis. Foram estudados os seguintes aspectos: (I) descrição do sistema de transmissão e recepção de energia elétrica sem fio; (II) tecnologia UWB; (III) projeto do gerador de pulso; (IV) projeto das antenas; (V) construções, simulações e medições; (VI) dispositivos biomédicos implantáveis. A coleta de dados de campo desta pesquisa foi feita através de referências com grande respaldo acadêmico, fotografias e arquivos de pontos para geração de gráficos. Foi possível descrever um sistema de transmissão e recepção de energia elétrica sem fio usando antenas UWB CPW-Fed e componentes discretos. Um oscilador de onda quadrada é usado como fonte de excitação de um gerador de pulso Gaussiano. Esse pulso é então modelado e diferenciado por um RC para posterior transmissão. O pulso é transmitido por uma distância superior a 50 cm, largura de 8 ns, é semi-refletido na recepção e aplicado em uma resistência. O dispositivo o qual encapsula o circuito receptor tornando possível a aplicação deste como uma fonte de alimentação para o dispositivo biomédico implantável foi projetado em SolidWorks e Ansys e resistiu a esforços de tração e compressão para forças de 10 N e 100 N e pressões de 10 kPa e 100 kPa.

**Palavras-chave:** transmissão de energia elétrica sem fio; gerador de pulso Gaussiano; antenas UWB; dispositivo biomédico implantável.





SOARES, Wagner Cardoso. **Módulo para Transmissão e Recepção sem Fio de Energia Elétrica usando Tecnologia UWB para Aplicação em Dispositivos Biomédicos Implantáveis**. 2014. 81f. Trabalho de Conclusão de Curso em Engenharia Mecatrônica. Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais – *campus* Divinópolis, 2014.

### ABSTRACT

The present investigation is guided in an experimental research, held in engineering world, specifically, in Electronics and Mechanics fields. It was focused in the development of transmitters e receivers power circuits, as well as UWB antennas. The second field is applied to build the wireless receiver module. The main research goal is to develop a system able to transmit and receive wireless power in UWB frequency and apply this in biomedical implantable devices. The following aspects were studied: (I) wireless power transmission and reception system description; (II) UWB technology; (III) pulse generator design; (IV) antennas design; (V) constructions, measurements and setup (VI) biomedical implantable devices. Field data collection was taken by references with much academic support, pictures and dot files for graphics generation. It was possible to describe a wireless power transmission and reception system using UWB CPW-Fed Microstrip antennas and discrete components. A square wave oscillator is used as an excitation source to a Gaussian pulse generator. This pulse is then shaped and differentiated by an *RC* for posterior transmission. The pulse is transmitted with a 50-*cm* greater distance with an 8 *ns* width and is semi-rectified in the reception and applied in a resistance. The device which encapsulates the receiver circuit making possible the application of this device as source for biomedical implantable device was designed in SolidWorks and Ansys and resisted to 10 *N* and 100 *N* tensile and compressive efforts and 10 *kPa* and 100 *kPa* stresses.

**Keywords:** wireless power transmission; Gaussian pulse generator; UWB antennas; biomedical implantable device.



## SUMÁRIO

<b>LISTA DE FIGURAS.....</b>	<b>xviii</b>
<b>LISTA DE TABELAS .....</b>	<b>xx</b>
<b>LISTA DE ACRÔNIMOS E NOTAÇÃO .....</b>	<b>xxi</b>
<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>1</b>
<b>1.1 Objetivo.....</b>	<b>1</b>
<b>1.2 Motivação.....</b>	<b>1</b>
<b>1.3 Tema do Trabalho e Áreas de Integração .....</b>	<b>2</b>
<b>1.4 Metodologia .....</b>	<b>2</b>
<b>1.5 Cronograma Detalhado .....</b>	<b>4</b>
<b>1.6 Definição de Insumos .....</b>	<b>5</b>
<b>1.7 Revisão Bibliográfica .....</b>	<b>5</b>
<b>2 DESCRIÇÃO DO SISTEMA DE TRANSMISSÃO E RECEPÇÃO DE ENERGIA ELÉTRICA SEM FIO.....</b>	<b>9</b>
<b>3 TECNOLOGIA UWB .....</b>	<b>10</b>
<b>4 PROJETO DO GERADOR DE PULSO .....</b>	<b>14</b>
<b>5 PROJETO DAS ANTENAS .....</b>	<b>17</b>
<b>6 CONSTRUÇÕES, SIMULAÇÕES E MEDIÇÕES .....</b>	<b>19</b>
<b>7 DISPOSITIVOS BIOMÉDICOS IMPLANTÁVEIS .....</b>	<b>21</b>
<b>7.1 Glicerina.....</b>	<b>23</b>
<b>7.2 Desenvolvimento do Molde .....</b>	<b>24</b>
<b>7.3 Fabricação do Molde .....</b>	<b>25</b>
<b>7.4 Fabricação da Película de Glicerina.....</b>	<b>26</b>
<b>7.5 Simulação.....</b>	<b>27</b>

<b>8</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÕES .....</b>	<b>28</b>
8.1	Oscilador de Onda Quadrada.....	28
8.2	Pulso Gaussiano .....	29
8.3	Pulso Transmitido .....	29
8.4	Antenas.....	30
8.5	Pulso Recebido .....	31
8.6	Circuitos Finais .....	32
8.7	Molde Simulado .....	33
8.8	Película de Glicerina .....	33
8.9	Circuito Receptor.....	34
8.10	Módulo Receptor Proposto .....	35
8.11	Análise de Esforços .....	35
	8.11.1 Simulação de Forças de Compressão Localizadas .....	35
	8.11.2 Simulação de Forças de Tração Localizadas.....	39
	8.11.3 Simulação de Pressão de Compressão.....	40
	8.11.4 Análise .....	41
<b>9</b>	<b>CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS FUTURAS.....</b>	<b>43</b>
9.1	Conclusões .....	43
9.2	Perspectivas Futuras.....	44
9.3	Prêmios e Reconhecimento.....	44
	<b>APÊNDICE A – CÓDIGO G PARA FABRICAÇÃO DO MOLDE .....</b>	<b>46</b>
<b>10</b>	<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>49</b>

## LISTA DE FIGURAS

2.1	Descrição do sistema de transmissão e recepção de energia elétrica sem fio. ....	9
3.1	Comparação entre UWB e outros sistemas convencionais que operam na mesma banda de frequências.....	10
3.2	Comparação entre diferentes tecnologias de transmissão sem fio para curto e longo alcance. ....	11
3.3	Diagrama de blocos de um transmissor UWB. ....	12
3.4	Exemplo de antena UWB impressa. ....	13
3.5	Diagrama de radiação da antena impressa mostrada na Figura 3.4.....	13
4.1	Esquemático do circuito de transmissão.....	14
4.2	Comparação entre as diferentes condições de amortecimento transitório. (a) Tensão sobre o pulso Gaussiano. (b) Corrente através de $L_I$ . (c) Comparação entre o pulso Gaussiano gerado e o pulso transmitido.....	16
5.1	Parâmetros usados na construção da antena. ....	17
5.2	Resultados no domínio da frequência das antenas utilizando diferentes valores de $L$ e $S$ . (a) Perda de retorno. (b) Impedância de entrada – parte real. (c) Impedância de entrada – parte imaginária. ....	18
6.1	Osciloscópio Agilent DSO6032A de 300 MHz.....	19
6.2	Analisador de espectro Agilent N9912A de 4 GHz.....	19
6.3	Fonte simétrica ajustável de tensão contínua Minipa MPL-3303. ....	20
7.1	Módulo do coeficiente de reflexão na superfície $S$ para: (a) $D=0,1$ , (b) $D=0,5$ , (c) $D=1$ e (d) $D=5$ , $\epsilon_I=50$ . Quando $f=4$ GHz, $R=0,17$ , $0,84$ , $1,7$ e $8,4$ mm, respectivamente [49].....	22
7.2	Sólidos projetados em SolidWorks 2010: (a) Molde. (b) Macho. ....	25
8.1	Onda resultante do oscilador de onda quadrada. ....	28
8.2	Circuito do oscilador de onda quadrada construído usando o transistor montado em superfície ( <i>surface-mount device</i> – SMD) BFP420 da Infineon. ....	28

<b>8.3</b> Forma de onda do pulso Gaussiano medido.....	29
<b>8.4</b> Forma de onda da medição do pulso transmitido.....	30
<b>8.5</b> Circuito transmissor construído usando <i>BFP420</i> .....	30
<b>8.6</b> Antenas desenvolvidas para diferentes valores de <i>S</i> e <i>L</i> . ....	31
<b>8.7</b> Forma de onda recebida.....	31
<b>8.8</b> Circuito receptor construído usando <i>BFP420</i> . ....	32
<b>8.9</b> Circuito de transmissão completo .....	32
<b>8.10</b> Circuito de recepção completo .....	32
<b>8.11</b> Simulação no <i>software</i> VR Milling do código G gerado pelo SolidCAM. <b>(a)</b> Simulação em 2D. <b>(b)</b> Simulação em 3D.....	33
<b>8.12</b> Película de glicerina projetada em SolidWorks.....	34
<b>8.13</b> Circuito receptor projetado em SolidWorks.....	34
<b>8.14</b> Módulo receptor projetado em SolidWorks. ....	35
<b>8.15</b> Simulação da tensão de von Mises para forças de compressão localizadas. <b>(a)</b> Força de 10 <i>N</i> simulada em SolidWorks. <b>(b)</b> Força de 100 <i>N</i> simulada em SolidWorks. <b>(c)</b> Força de 10 <i>N</i> simulada em Ansys. <b>(d)</b> Força de 100 <i>N</i> simulada em Ansys. ....	37
<b>8.16</b> Simulação da deformação para forças de compressão localizadas. <b>(a)</b> Força de 10 <i>N</i> simulada em SolidWorks. <b>(b)</b> Força de 100 <i>N</i> simulada em SolidWorks. <b>(c)</b> Força de 10 <i>N</i> simulada em Ansys. <b>(d)</b> Força de 100 <i>N</i> simulada em Ansys. ....	38
<b>8.17</b> Simulação da tensão de von Mises para uma força de tração localizada de 10 <i>N</i> em Ansys. ....	39
<b>8.18</b> Simulação da deformação para uma força de tração localizada de 10 <i>N</i> em Ansys.....	39
<b>8.19</b> Simulação da tensão de von Mises para uma pressão de compressão localizada em Ansys. <b>(a)</b> 10 <i>kPa</i> . <b>(b)</b> 100 <i>kPa</i> . ....	40
<b>8.20</b> Simulação da deformação para uma pressão de compressão localizada em Ansys. <b>(a)</b> 10 <i>kPa</i> . <b>(b)</b> 100 <i>kPa</i> .....	41

**LISTA DE TABELAS**

<b>1.1</b> Cronograma detalhado de atividades propostas para serem desenvolvidas no trabalho de conclusão de curso.....	4
-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	---

## LISTA DE ACRÔNIMOS E NOTAÇÃO

BFP420	Modelo de transistor de 25 GHz produzido pela Infineon.
CAPES	Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior.
CEFET-MG	Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais.
CMOS	<i>Complementary Metal-oxide Semiconductor</i> (semicondutor metal-óxido complementar).
CNC	Controle Numérico Computadorizado.
CPW	<i>Coplanar Waveguide</i> (guia de onda coplanar).
CST	<i>Computer Simulation Technology</i> (Tecnologia de Simulação Computacional).
CW	<i>Continuous Wave</i> (onda contínua).
FCC	<i>Federal Communications Commission</i> (Comissão de Comunicações Federal).
FR-4	Tipo de fibra de vidro usado para confecção de placas de circuito impresso.
HRC	<i>Hardness Rockwell C</i> (Dureza Rockwell tipo C).
IEC	<i>International Electrotechnical Commission</i> (Comissão Eletrotécnica Internacional).
IEEE	<i>Institute of Electrical and Electronics Engineers</i> (Instituto de Engenheiros Elétricos e Eletrônicos).
IMOC	<i>International Microwave and Optoelectronics Conference</i> (Congresso Internacional de Micro-ondas e Optoeletrônica).
ITU-R	<i>International Telecommunication Union – Radiocommunication Sector</i> (União de Telecomunicação Internacional – Setor de Radiocomunicação).
PCI	Placa de Circuito Impresso
RC	Circuito diferenciador composto por um resistor e um capacitor.
RF	Rádio Frequência.
RPM	Rotações por Minuto.
SAR	<i>Specific Absorption Rate</i> (Teste de Absorção de Energia).
SMD	<i>Surface-mount Device</i> (Dispositivo Montado na Superfície).
SRD	<i>Step Recovery Diode</i> (Diodo de Recuperação por Degrau).
TBJ	Transistor Bipolar de Junção.
UFSJ	Universidade Federal de São João Del-Rey.
UHF	<i>Ultra High Frequency</i> (Frequência Ultra Alta).
UWB	<i>Ultra Wideband</i> (Banda Ultra-larga).



VSWR      *Voltage Standing Wave Ratio* (Relação da Tensão de Ondas Estacionárias)



# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 Objetivo

Desenvolver um sistema capaz de transmitir e receber energia elétrica sem fio na frequência UWB e aplicar este em dispositivos biomédicos implantáveis.

## 1.2 Motivação

O interesse pela investigação do tema é devido a dois trabalhos de Iniciação Tecnológica, cujo autor foi bolsista pelo CNPq e que parte das conclusões foram apresentadas em dois artigos e pôsteres no *International Microwave and Optoelectronics Conference 2013* no Rio de Janeiro.

Muito antes dos projetos de Iniciação Tecnológica, o interesse dessa pesquisa vem da busca por aplicações da tecnologia UWB. Apesar de ser uma tecnologia empregada, na maioria das vezes, na comunicação de dados, esse trabalho inova ao tentar aplicar essa tecnologia na transmissão de energia elétrica.

Além do mais, deve ser construído um dispositivo que possibilite ser implantado em um ser humano sem qualquer dano. Esse dispositivo, que funcionaria como um implante deve ter tamanho reduzido, a fim de ser uma nova opção de mercado.

Ainda foi pouco discutido sobre a aplicação do UWB na transmissão de energia e são raros os artigos encontrados no IEEE (*Institute of Electrical and Electronics Engineers*), mas acredita-se que o tema tem alto impacto tecnológico e que vá crescer rapidamente.

Razões de três naturezas são importantes para estudar este assunto:

Pessoal: este trabalho aplica os conhecimentos obtidos no curso de graduação e torna possível a formação de uma pessoa capaz de gerir problemas, propor soluções e desenvolver projetos com eficiência.

Mercadológica: este trabalho utiliza componentes baratos e de fácil aquisição. A tecnologia de transmissão sem fio vem como uma nova opção de mercado para circuitos de baixa potência.

Acadêmica: é importante para o Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais ter um projeto como este desenvolvido na mesma por se tratar de trabalho de alto impacto tecnológico e que carece de pesquisa no momento.

### 1.3 Tema do Trabalho e Áreas de Integração

O seguinte Trabalho de Conclusão de Curso apresenta uma investigação sobre a transmissão e recepção de energia elétrica sem fio, utilizando tecnologia UWB (*Ultra-Wideband*) e sua aplicação em dispositivos biomédicos implantáveis. O UWB é uma tecnologia de transmissão sem fio para bandas largas em alta frequência.

Para tal é necessário os conhecimentos adquiridos nas disciplinas do Eixo 7 do curso de Engenharia Mecatrônica do CEFET – MG, Circuitos Elétricos e Eletrônicos para a construção, simulação, medição e validação dos projetos de circuitos a serem desenvolvidos.

Para o projeto do módulo receptor, se faz necessário o uso de conceitos obtidos em disciplinas do Eixo 9, Projeto e Automação, outras do Eixo 10, Estruturas e Dinâmica e também do Eixo 11, Materiais e Processos de Fabricação.

Os projetos vistos no trabalho vão além dos conhecimentos obtidos em sala de aula, quando utilizam de *softwares* para simulação que não são aprendidos na instituição de ensino. Esses incluem para a parte elétrica e eletrônica: Orcad Family Release 9.2 Capture CIS, ISIS 7 Professional, ARES 7 Professional, CST STUDIO SUITE™ 2011 – CST MICROWAVE STUDIO, MATLAB 2012a e AutoCAD 2011. E, para a parte mecânica: SolidWorks 2010, SolidCAM 2011, VR Milling da Denford e ANSYS 14.0 – *Toolboxes*: Fluid Flow (CFX); Rigid Dynamics.

Dessa forma, o trabalho utiliza, principalmente, das seguintes áreas da mecatrônica: eletrônica e mecânica. É importante ressaltar que disciplinas de outros eixos também contribuem para o desenvolvimento do projeto, mesmo que em menor intensidade, como as disciplinas de Cálculo e Química Básica.

### 1.4 Metodologia

A primeira parte do trabalho diz respeito à construção de circuitos elétricos e eletrônicos, bem como oscilador de onda quadrada, gerador de pulso gaussiano, oscilador de radiofrequência, retificador e também antenas que radiem e sejam irradiadas na faixa de frequências UWB.

A metodologia deste trabalho consiste no projeto, simulação, construção e validação desses circuitos elétricos e eletrônicos, sendo que, para isso, deve-se dimensionar e selecionar um conjunto de componentes elétricos e eletrônicos facilmente encontrados no mercado e

com baixo custo. O projeto deve ser simulado em ambiente computacional e então construído. O circuito é então testado através dos instrumentos de medição do laboratório tais como, osciloscópio e gerador de sinais, e os resultados são comparados com resultados obtidos por simulação.

No projeto da antena, deve-se construir antenas que sejam capazes de transmitir a energia do pulso gerado pelo circuito anteriormente construído. Uma nova antena é responsável pela captação da energia em forma de rádiofrequência que passa por um circuito retificador que a transforma em corrente contínua. A energia de saída é descarregada em um elemento de circuito ou em algum dispositivo, medida e avaliada.

Uma vez que se tenha realizada a transmissão e recepção de energia elétrica sem fio, parte-se para a segunda parte do trabalho: encapsular o circuito receptor, de modo que este possa ser empregado em dispositivos biomédicos implantáveis. Para isso, é necessário utilizar um material que não agrida a saúde humana, possua características elétricas que não interfiram na transmissão de energia elétrica sem fio e seja mecanicamente resistente aos esforços previstos aplicados quando este for implantado.

O dispositivo biomédico implantável, usado para substituir ou atuar como uma estrutura biológica ausente do corpo possui, na maioria dos casos uma bateria, difícil de ser recarregada ou trocada. A proposta é a substituição dessas baterias por circuitos receptores compactos e que possam ser recarregados espontaneamente sem a utilização de cabos.



## 1.6 Definição de Insumos

Para que se torne possível a realização do trabalho são necessárias máquinas, equipamentos e componentes eletrônicos.

Todo trabalho de construção deve ser previamente simulado em *software* competente buscando encontrar os melhores valores dos parâmetros utilizados visando a diminuição do desperdício de material e posterior comparativo entre os resultados simulados e os construídos.

Para a construção e validação dos circuitos elétricos e eletrônicos é necessária a aquisição de componentes eletrônicos não disponíveis na instituição bem como de placas especiais para a confecção das PCIs (placas de circuito impresso). Para a realização de medições são utilizados os próprios equipamentos dos laboratórios do Centro Federal de Educação Tecnológica (*campus* II e *campus* Divinópolis) como fonte de tensão contínua, osciloscópio, multímetro e analisador de espectro.

Para o projeto e validação do módulo de recepção sem fio é necessário o uso de *softwares* de simulação que possibilitem a aplicação de esforços no dispositivo projetado, de modo a se conhecer os valores suportados por este. É necessário que o programa tenha em sua biblioteca o material a ser empregado e, caso não o tenha, esse deverá ser inserido com suas devidas especificações técnicas. Para o molde é necessário a geração de um código G que possibilite sua fabricação em máquinas de Controle Numérico Computadorizado – CNC.

## 1.7 Revisão Bibliográfica

A transmissão e recepção de energia elétrica (*Wireless Power Transmission* – WPT) é uma tecnologia que vem crescendo rapidamente e possui diversas aplicações. Entre essas tem-se a recarga de baterias de dispositivos eletrônicos e implantes biomédicos. Atualmente, nenhuma bateria viável é suficientemente pequena para aplicação nesse tipo de dispositivo, o que limita sua funcionalidade e tempo de vida. Além disso, recarregar e trocar essas baterias é problemático, o que torna o WPT uma alternativa viável [1]. Desenvolver um sistema de transmissão de energia elétrica sem fio permite a resolução desses problemas de modo a usar uma alternativa de baixa dimensão, custo e peso.

A primeira proposta de WPT foi publicada por Nikola Tesla em 1899. William C. Brown [2] desenvolveu uma ideia de helicóptero energizado por micro-ondas. Intel

Corporation, em 2008, energizou lâmpadas de 60 W através de acoplamento sem fio com uma eficiência de 75% para uma distância superior a 2 metros.

Tecnologias de transmissão de energia sem fio atuais se dividem em dois tipos fundamentais: acoplamento indutivo e rectena. O primeiro utiliza acoplamento de ressonância magnética e possui diversas aplicações, apesar de ser limitado para curtas distâncias e depende do tamanho das bobinas [3], [4]. O último tipo une uma antena com um circuito retificador. A antena coleta energia por radiofrequência (RF) dos campos magnéticos que se propagam pelo alto ganho das antenas de transmissão e recepção [5], [6]. Rectenas podem usar qualquer tipo de antena [7] assim como qualquer tipo de circuito retificador.

Muitas tecnologias de coleta de energia têm sido desenvolvidas, incluindo vibrações, dispositivos fotovoltaicos e fontes termoelétricas [8]. A coleta de energia pode ser feita através do ar que é cheio de energia de radiofrequência. Embora essa seja de baixa intensidade, deve ser estudado o impacto disso no circuito receptor.

Alguns parâmetros devem ser analisados para tornar o WPT viável: antenas suficientemente pequenas, alta eficiência, operação em baixa potência e bom casamento de impedâncias (tanto na transmissão, quanto na recepção). Uma grave restrição das aplicações biomédicas é que a máxima energia de entrada deve ser menor que o máximo permitido pelo Teste de Absorção de Energia (*Specific Absorption Rate* – SAR) de acordo com a *Federal Communications Commission* (FCC) ou a *International Electrotechnical Commission* (IEC). O que impede as tecnologias UWB comuns de alcançarem sua melhor eficiência e mostra que durante a operação do dispositivo é necessário manter um bom controle da energia de entrada.

Para aplicações em sistemas portáteis, antenas compactas, com eficiência de radiação e impressas são desejáveis [9]. Antenas *slot* satisfazem esses requisitos em que larguras de banda larga podem ser obtidas por diferentes técnicas. Devido a uma estrutura balanceada, antenas *CPW fed* satisfazem os requisitos de projeto, uma vez que seus *slots* e linhas de alimentação estão no mesmo lado do substrato. As antenas discutidas em [10] usam *slot* largo para aprimoramento da largura de banda e os formatos *L* e *T* para redução de tamanho. Uma antena *CPW fed slot* em formato de anel cônico pode alcançar uma largura de banda relativamente alta [11]. A antena *slot* de banda larga [12] usa uma grande abertura e uma alimentação *microstrip* modificada para criar múltiplas ressonâncias. Em outra técnica, uma *slot* rotacionada é proposta [13] onde dois modos de ressonâncias estreitas são excitados em uma linha de alimentação *microstrip*. Uma *slot* com estrutura de alimentação em formato cônico é usada para transformar as ondas guidas para ondas no espaço livre [14]. Em [15]



uma antena *slot* triangular *microstrip fed* com um formato *T* duplo com afinação *stub* é apresentada. O formato *T* duplo *stub* é completamente posicionado até a região do *slot* do lado contrário do *slot* triangular. Mas essa antena tem grande dimensão (55 mm x 65 mm) com largura de banda limitada (3,3 GHz). Neste trabalho, essa última antena é modificada para aumentar a largura de banda e características de radiação. A antena é composta de um *slot fed* triangular por uma alimentação *CPW* terminando em uma estrutura em formato *T*. Apesar de que antenas multiressonantes [16] ofereçam larga impedância de largura de banda, elas ampliam um pulso estreito no domínio do tempo. São as múltiplas reflexões dentro da antena que resultam no ruído do pulso. Efeitos danosos como esse no pulso transmitido podem ser minimizados se os modos de ordens mais altas são excitados dentro da banda de operação envolvida. A antena proposta apresenta apenas três ressonâncias dentro da banda de operação. Essa geometria também é muito compacta comparada aos projetos atuais onde larguras de banda ultra-largas são percebidos usando um *slot* retangular [17]. A largura de banda VSWR de 2:1 dessa antena é de 3,1 a 11,1 GHz que é larga o suficiente para cobrir a faixa UWB aprovada pela FCC. A antena apresenta bom casamento de impedância, padrões de radiação estáveis, a estrutura *T* excitada tem geometria simples com menos parâmetros liberando a carga computacional em um processo de otimização.

Antenas projetadas para implantes biomédicos têm restrição estrita de tamanho e são requeridas para operar em meios altamente dissipativos e denso. Estes incluem músculos, pele [18], cérebro [19] e locais delicados como a retina [20]. Em aplicações em que um dispositivo de comunicação implantado deve trabalhar *in-body*, como redes sem fio para corpos [21], ou monitoramento de medicação [22], o ambiente ao redor da antena depende do local do implante. Mesmo quando o implante é fixo, as propriedades do tecido podem mudar devido a razões fisiológicas, de pessoa para pessoa ou de tempo para tempo [23]. Conseqüentemente, as antenas para muitos dispositivos implantados devem operar em meio cercados de perda com propriedades elétricas variáveis. Além das perdas de propagação [24], [25], características-chaves da antena como casamento de impedâncias e, conseqüentemente, performance, podem variar como um resultado das variações das propriedades do tecido. Para estes dispositivos biomédicos implantáveis com restrições de energia rigorosas, uma antena não casada não é nem um pouco desejada. Ela degrada a qualidade das comunicações, reduz a eficiência geral do sistema de rádio, e reduz a vida da bateria dos dispositivos, bem como o nível dos sinais no receptor. Antenas implantadas publicadas anteriormente usam substratos e superstratos com constante dielétrica entre 3-10 para atingir um casamento de impedância

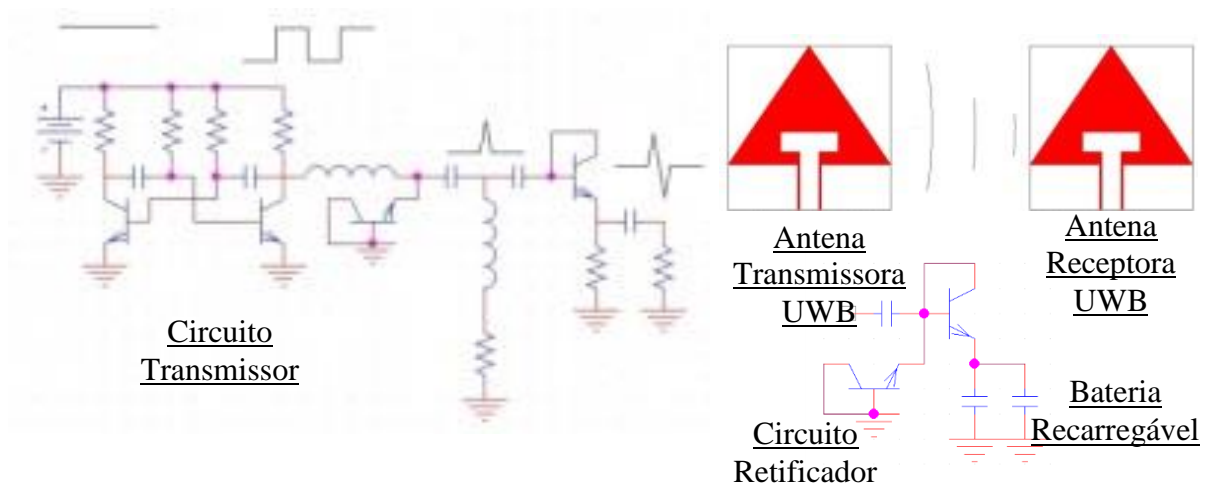
aceitável [18], [19], [26], [27]. Em [28], um superstrato de silicone faz a antena biocompatível. Tem sido mostrado que a espessura e as propriedades eletromagnéticas dos superstratos afetam o casamento de impedâncias, assim como a miniaturização da antena [29]. Nesse trabalho é focado em aplicações de rede para corpos humanos em banda larga como definido pelo padrão IEEE802.15 (sob *Task Group 6*).

## 2 DESCRIÇÃO DO SISTEMA DE TRANSMISSÃO E RECEPÇÃO DE ENERGIA ELÉTRICA SEM FIO

Neste trabalho, ao invés da utilização da convencional onda contínua (*continuous wave – CW*), é proposto o uso de ondas pulsadas para WPT através de um par de antenas UWB, o que permite uma maior banda no sistema de transmissão, resultando em maior energia e eficiência. O desenvolvimento de pequenas antenas UWB bem como circuitos de transmissão e recepção é desafiador. Esse trabalho propõe um novo circuito gerador de pulso baseado em transistor bipolar de junção (TBJ). O TBJ é viável e facilmente encontrado comercialmente além de ter uma ótima resposta para Frequências Ultra Altas (*Ultra High Frequency – UHF*). Muitos experimentos devem ser feitos nos circuitos de transmissão e recepção de energia elétrica sem fio de modo a otimizar o projeto.

Uma vez que a energia é distribuída por uma banda de frequências, quanto menor o pulso, mais energia é recebida no retificador para a mesma energia de entrada. Esse efeito não ocorre em CW, pois a energia é restrita a uma banda pequena [5], [6].

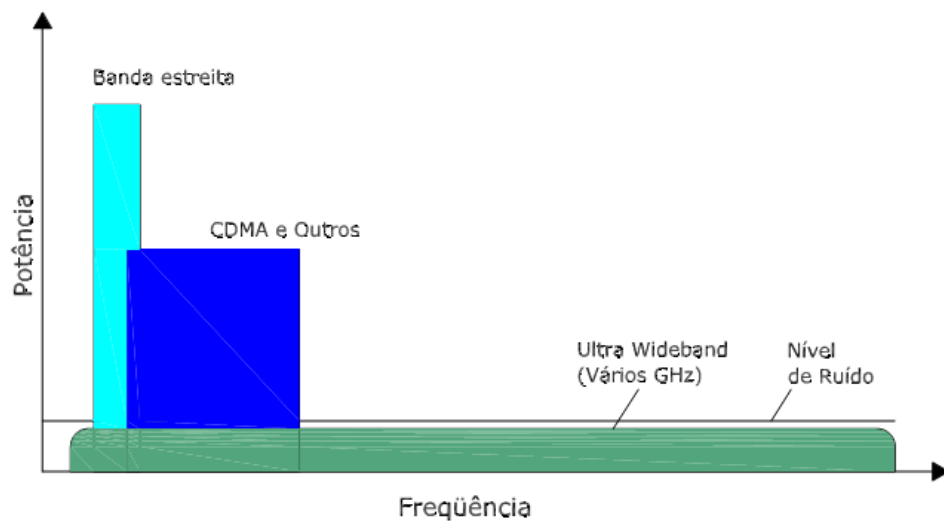
O sistema de transmissão e recepção de energia elétrica sem fio reúne um oscilador de onda quadrada, um gerador de pulso Gaussiano, um modelador de onda, um diferenciador RC, um par de antenas UWB e um retificador. A recepção é composta de uma rectena que é a integração de uma antena receptora a um circuito retificador dobrador de tensão que utiliza TBJs funcionando como diodos e converte a energia de radiofrequência em energia de corrente contínua. A eficiência do retificador pode ser melhorada usando amplitudes de tensão de entrada maiores e um bom casamento de impedâncias. O sistema proposto é ilustrado na **Figura 2.1**.



**Figura 2.1:** Descrição do sistema de transmissão e recepção de energia elétrica sem fio.

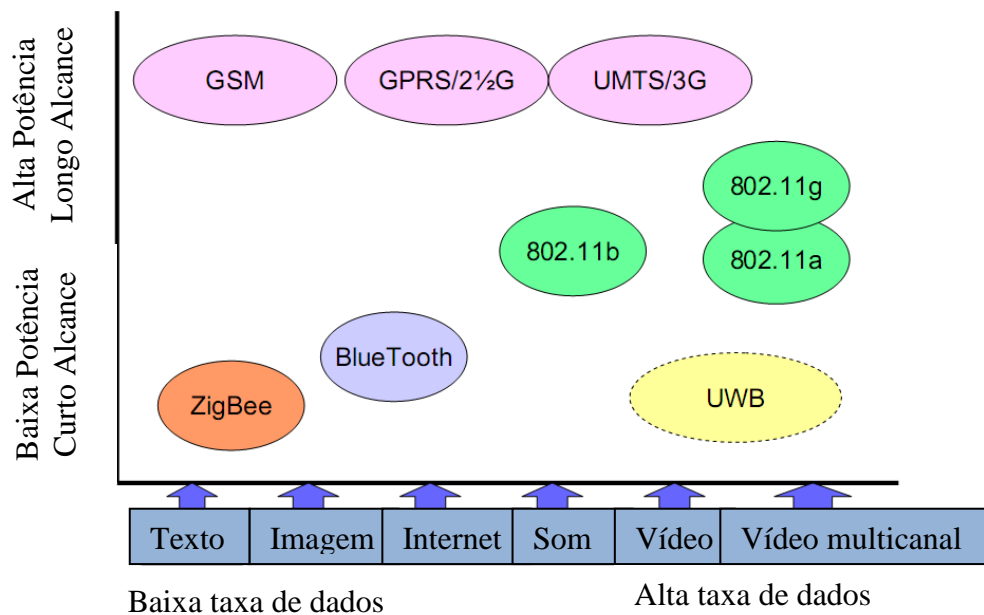
### 3 TECNOLOGIA UWB

Tecnologias de transmissão digital de dados sobre uma larga faixa de frequências vêm sendo desenvolvidas nas últimas décadas. A tecnologia UWB consome pouca energia operando em baixos níveis de potência [30]. A transmissão da informação se dá através de pulsos de curta duração e grande faixa espectral utilizando uma alta porção do espectro de frequências, como mostra a **Figura 3.1**.



**Figura 3.1:** Comparação entre UWB e outros sistemas convencionais que operam na mesma banda de frequências.

A tecnologia UWB tem a perspectiva de se tornar a comunicação dominante para curtas distâncias, pois introduz um conceito de alta transferência de dados a curta distância. Comparando com outras tecnologias de curta distância, o UWB tem significativas vantagens, o que motiva seu estudo: baixíssima potência de transmissão e altíssima taxa de transferência de dados. A **Figura 3.2** mostra a comparação entre diferentes tecnologias para transmissão de dados digitais para curto e longo alcance. O UWB se sobressai entre as tecnologias de curto alcance e baixo nível de potência pela sua alta taxa de transferência de dados.

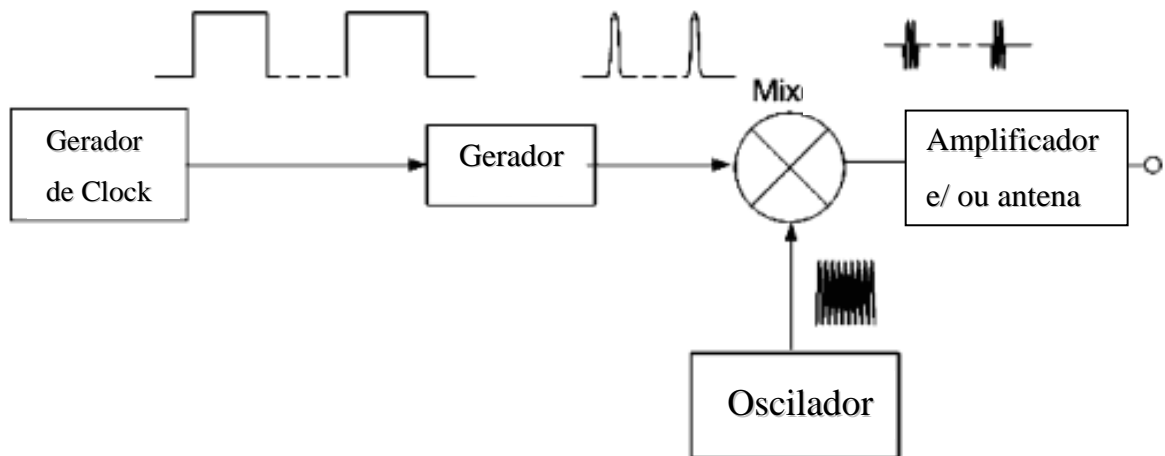


**Figura 3.2:** Comparação entre diferentes tecnologias de transmissão sem fio para curto e longo alcance.

O projeto de antenas transmissoras e receptoras, bem como os circuitos geradores de sinais UWB é uma área promissora. Dessa forma, é necessário investimento na implantação de serviços que permitam projetos, desenvolvimento e testes em campo para as antenas e circuitos UWB [31].

Existem duas abordagens para transmissão de um sinal UWB no que diz respeito ao formato com que este é radiado no espaço. A primeira utiliza o conceito de portadora. Uma portadora de sinal UWB é gerada multiplicando um sinal impulsivo por um sinal de portadora simples, monocromático, como mostrado na **Figura 3.3**. Essa abordagem tem o objetivo de usar antenas banda-larga para sinais com portadoras simples. Essas antenas são largamente utilizadas e, dessa forma, essa abordagem é mais complexa. Porém tem como vantagem a utilização de antenas já estudadas e testadas, ou seja, já consolidadas na literatura científica. Entretanto, uma dificuldade encontrada nesse caso, é que há uma dispersão relativamente alta na transmissão do sinal, o que degrada o mesmo fazendo com que erros na transmissão de dados aconteçam e, dessa forma, a taxa de transmissão de dados seja reduzida. A segunda abordagem implica em transmitir um pulso diretamente no espaço, sem a utilização de portadora. Antenas especiais são necessárias para esse caso. Essas antenas podem ser projetadas de acordo com a potência e faixa de frequências especificadas e, dessa forma, são capazes de atender a determinado alcance através do controle do ganho do sinal radiado e da

taxa de transmissão de dados através da faixa de frequência, determinada pela largura dos pulsos e por filtros limitadores [32].

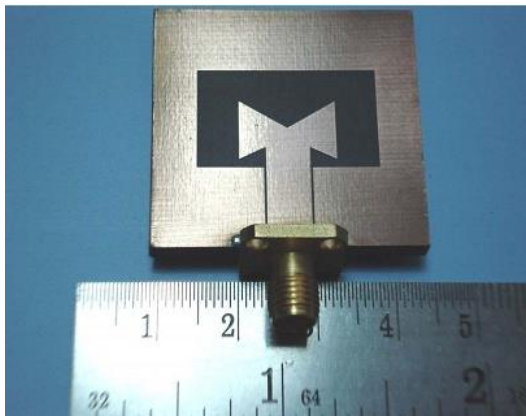


**Figura 3.3:** Diagrama de blocos de um transmissor UWB.

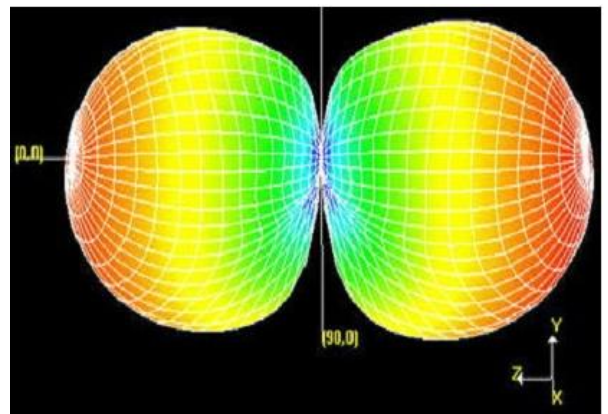
Portadoras monocromáticas são facilmente obtidas através de circuitos osciladores convencionais. Entretanto, o sinal impulsivo é gerado através de circuitos especiais. Existem diversas técnicas para geração do sinal impulsivo que podem ser investigadas para adequar o impulso produzido aos requerimentos dos padrões da FCC e da *International Telecommunication Union – Radiocommunication Sector* (ITU-R) – para UWB [33]. Circuitos eletrônicos simples utilizando diodos de resposta rápida e circuitos com *complementar metal-oxide-semiconductor* (CMOS) utilizando lógica digital podem ser associados com um filtro passa-baixas para gerar um pulso em uma determinada faixa de frequências especificada [34]. Tal abordagem permite implementações de fontes de excitação UWB de baixo custo, fáceis de construir e com baixíssima potência, o que é desejável para transmissões em curtas distâncias.

Os níveis de potência das antenas UWB autorizados pela FCC são bastante restritivos. Dessa maneira, uma antena UWB tem que ser cuidadosamente projetada e testada para que os limites estabelecidos não sejam ultrapassados. Isso faz com que a antena UWB seja a parte crítica no projeto de um sistema UWB. Uma dificuldade de projeto de antena UWB é a grande faixa de frequências na qual a mesma deve manter o ganho especificado. Existe atualmente um grande número de antenas banda-larga. Entretanto, essas antenas devem ser, preferencialmente, não-dispersivas para trabalhar adequadamente com sinais UWB [35]. Antenas com variados elementos são muito utilizadas para sinais banda-larga. Um exemplo de

antena como esta é a Log-Periódica [36], chamada independente da frequência. Apesar de sua caracterização banda-larga, esta antena é dispersiva, uma vez que quando excitada por um pulso, produz em sua saída uma resposta oscilatória e não pulsada como se espera de uma antena UWB. Antenas planares, por sua vez, tem resposta não-dispersiva. Como exemplo, temos antenas UWB que utilizam placas de circuito impresso, denominadas antenas impressas. Há uma variedade de antenas deste tipo que são capazes de radiar sinais banda-larga [37]-[40]. Essas antenas têm baixo custo de implementação e radiam campos em regiões próximas com baixíssima potência de excitação. A **Figura 3.4** ilustra esse tipo de antena e a **Figura 3.5** demonstra as características de radiação desse tipo de antena [41]:



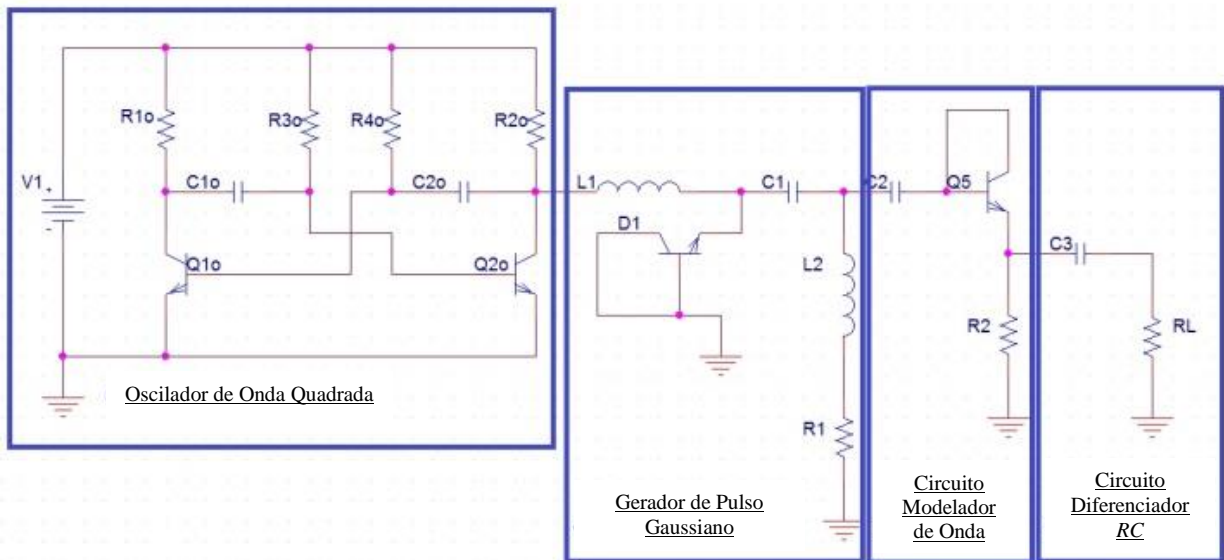
**Figura 3.4:** Exemplo de antena UWB impressa.



**Figura 3.5:** Diagrama de radiação da antena impressa mostrada na Figura 3.4.

#### 4 PROJETO DO GERADOR DE PULSO

Na construção do gerador de pulso foram usados apenas componentes de fácil acesso no mercado. Há muitas maneiras de se gerar ondas pulsadas: geradores baseados em transistores [42], baseados em osciladores [43] e baseados em *step recovery diode* (SRD) [44]. O gerador de pulso proposto é construído com um TBJ funcionando como um diodo e um circuito transitório de segunda ordem é usado para diminuição de ruído. O pulso é então modelado e diferenciado por um circuito *RC* [45]. Finalmente o pulso é gerado e pode ser transmitido [46], [47]. O esquemático do circuito do sistema de transmissão proposto é mostrado na **Figura 4.1**.



**Figura 4.1:** Esquemático do circuito de transmissão.

O pulso Gaussiano é alimentado por um oscilador de onda quadrada. Durante a construção, optou-se por osciladores de onda quadrada com frequência de no mínimo 10 *MHz*. A frequência varia com uma troca nos capacitores e dos resistores  $R30$  e  $R40$  (que descrevem o oscilador) e a fonte de tensão, como mostrado nas seguintes equações:

$$t_1 = -R_{30}C_{10} \ln \left[ \frac{V_1 - 0,6}{2V_1 - 0,4} \right] \quad (1)$$

$$t_2 = -R_{40}C_{20} \ln \left[ \frac{V_1 - 0,6}{2V_1 - 0,4} \right] \quad (2)$$

onde  $T = t_1 + t_2$  e é igual ao período do oscilador, ou seja, o inverso da frequência.



O gerador de pulso é dividido em três estágios. No primeiro, o pulso Gaussiano é gerado devido ao TBJ e o circuito de segunda ordem RLC. De acordo com as leis de Kirchhoff, obtém-se:

$$L_1 \frac{di(t)}{dt} = \frac{1}{C_1} \int i(t) dt + L_2 \frac{di(t)}{dt} + R_1 i(t). \quad (3)$$

Fazendo  $i(t) = ke^{st}$  e substituindo em (3), tem-se:

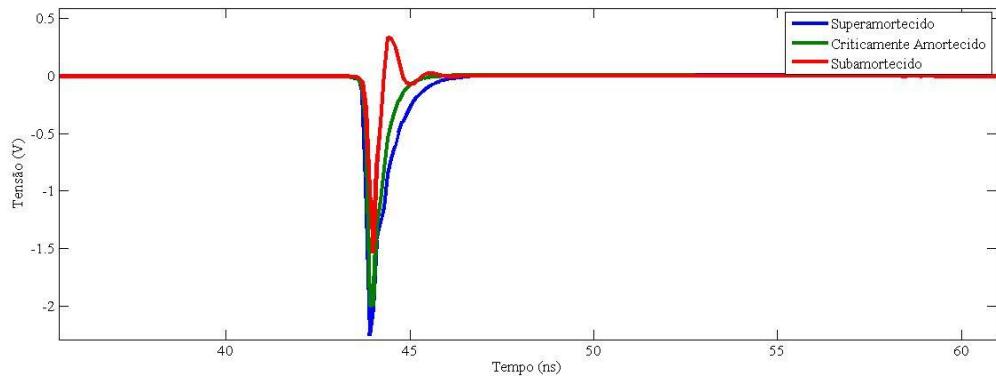
$$s = -\frac{R_1}{2(L_2-L_1)} \pm j \sqrt{\frac{1}{(L_2-L_1)C_1} - \left(\frac{R_1}{2(L_2-L_1)}\right)^2} \quad (4)$$

$$s \equiv -\zeta \pm j\sqrt{\omega_o^2 - \zeta^2} = s_1, s_2 \quad (5)$$

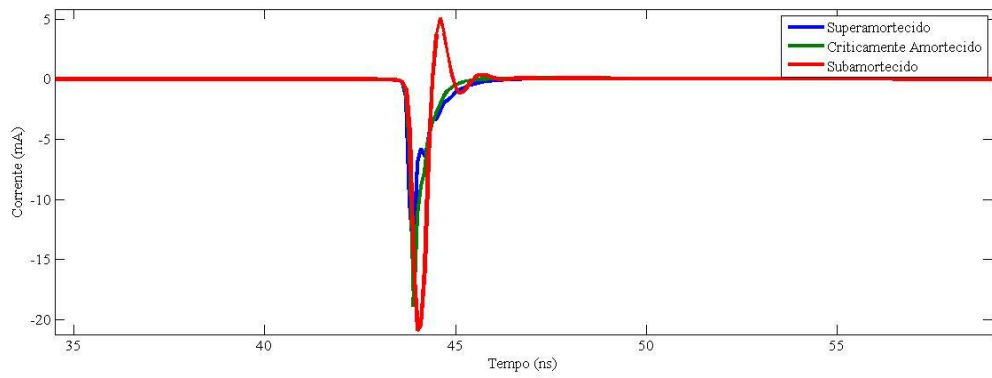
em que  $\omega_o$  é a frequência de ressonância e  $\zeta$  é o coeficiente de amortecimento. Resolvendo as equações, obtém-se:

$$i(t) = k_1 e^{-s_1 t} + k_2 e^{-s_2 t}. \quad (6)$$

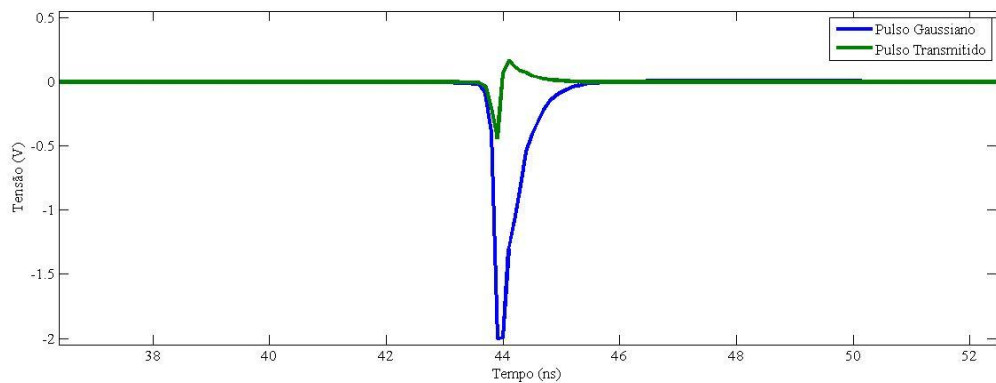
A partir das equações (4)-(6), três possíveis respostas podem ser obtidas: subamortecida ( $\zeta < \omega_o$ ), criticamente amortecida ( $\zeta = \omega_o$ ) e superamortecida ( $\zeta > \omega_o$ ). Quando o pulso Gaussiano está na borda de subida,  $Q_I$  funciona como um diodo polarizado diretamente e carrega o capacitor  $C_3$ . Quando o pulso Gaussiano está em sua borda de descida,  $Q_I$  entra em corte e  $C_3$  dissipa a energia armazenada sobre  $R_2$ . Um simples diferenciador  $RC$  converte o pulso Gaussiano em um pulso bipolar. Um modelo SPICE é gerado pelo Capture CIS da ORCAD Family Release 9.2 para avaliar as diferentes condições de amortecimento e escolher aquela com menor ruído. Todos resultados de simulações e medições foram importados ao MATLAB da MathWorks. A **Figura 4.2** mostra as comparações para as três condições transitórias de amortecimento e a comparação entre o pulso Gaussiano e o transmitido. Optou-se pela utilização da condição criticamente amortecida do sistema transitório. O pulso gerado tem largura de 500 ps e uma amplitude de tensão reduzida de 2 V a 460 mV (valores absolutos) devido às perdas no diferenciador.



(a)



(b)

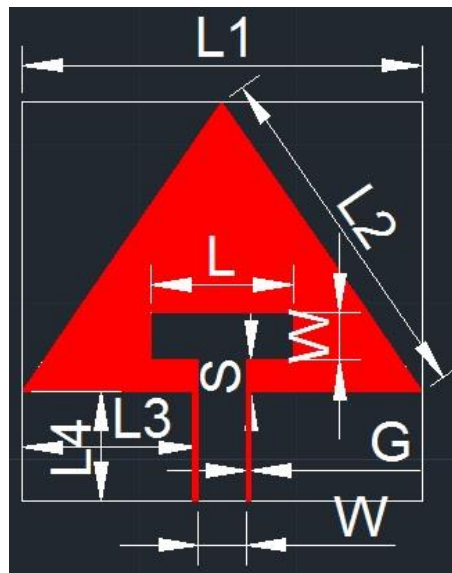


(c)

**Figura 4.2:** Comparação entre as diferentes condições de amortecimento transitório. **(a)** Tensão sobre o pulso Gaussiano. **(b)** Corrente através de  $L_1$ . **(c)** Comparação entre o pulso Gaussiano gerado e o pulso transmitido.

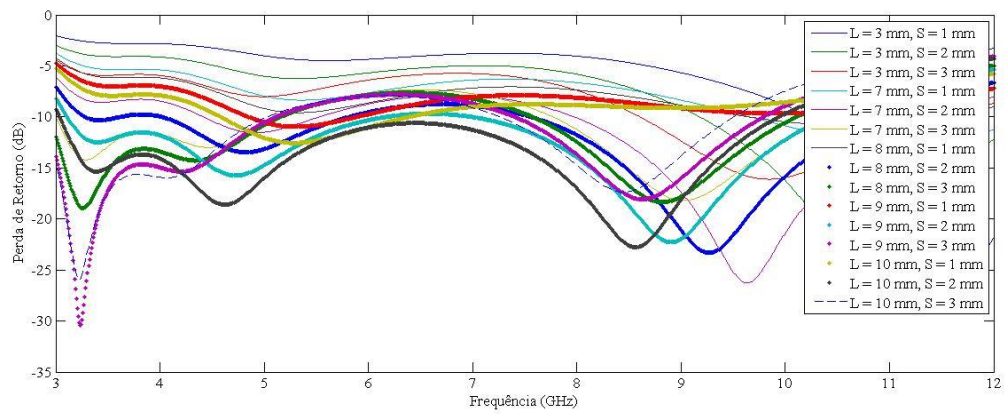
## 5 PROJETO DAS ANTENAS

A geometria da antena proposta foi projetada no AutoCAD 2011 da Autodesk e está mostrada na **Figura 5.1**. Essa antena é uma *coplanar waveguide fed (CPW-Fed)* que pode ser facilmente integrada aos circuitos transmissores e receptores. Essa antena possui boa resposta na banda de frequências desejada e é um modelo fácil de construir em placas de cobre de face única, as quais são encontradas em valor relativamente menor. Sua geometria consiste de um triângulo isósceles de lado  $L_2$  e base  $2L_3 + W + 2G$  construída num substrato de lado  $L_1$  [9]. A *strip* ( $W$ ) e o *gap* ( $G$ ) foram desenvolvidos de modo a assegurar uma impedância de entrada de  $50 \Omega$ .

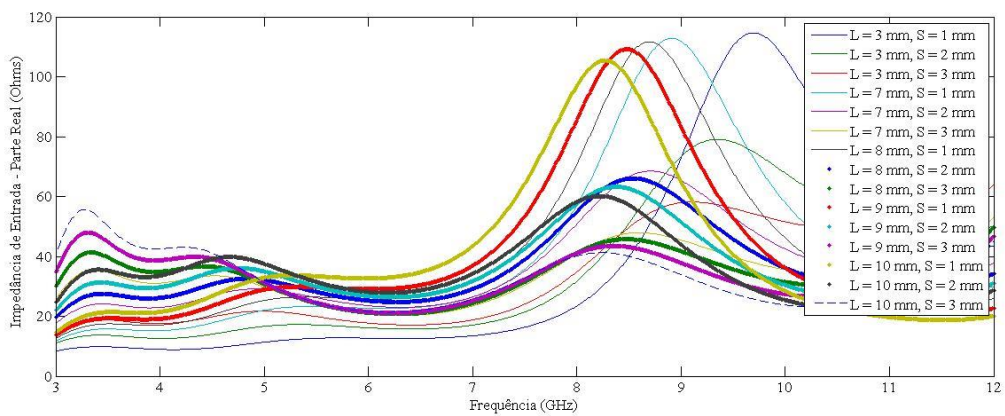


**Figura 5.1:** Parâmetros usados na construção da antena.

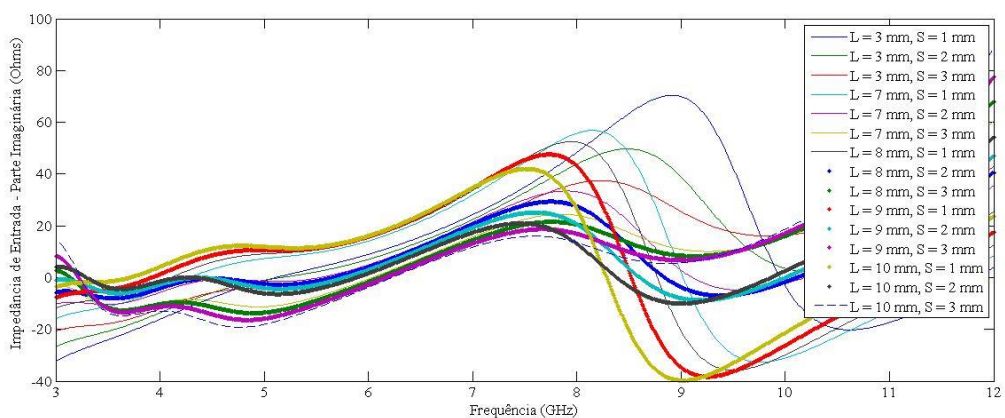
Para a simulação, a antena foi redesenhada no CST Microwave Studio da CST STUDIO SUITE que é muito apropriado para analisar sinais de alta frequência. Para encontrar a melhor antena para o gerador de pulso proposto, os parâmetros  $L$  e  $S$  foram variados de modo a encontrar a melhor perda de retorno para a banda de frequências desejada e as impedâncias de entrada para transmissão e recepção. Os resultados estão mostrados na **Figura 5.2**.



(a)



(b)



(c)

**Figura 5.2:** Resultados no domínio da frequência das antenas utilizando diferentes valores de  $L$  e  $S$ . **(a)** Perda de retorno. **(b)** Impedância de entrada – parte real. **(c)** Impedância de entrada – parte imaginária.

## 6 CONSTRUÇÕES, SIMULAÇÕES E MEDIÇÕES

Foram construídos circuitos de transmissão e recepção de energia elétrica, bem como antenas UWB. Os circuitos foram construídos em substrato de fibra de vidro FR-4 e apenas componentes discretos foram utilizados. Os mesmos componentes usados na simulação, foram utilizados na construção a fim de se permitir uma posterior comparação de resultados [48].

Para a configuração da simulação utilizou-se um osciloscópio, como mostra a **Figura 6.1**, multímetros e um analisador de espectro de 4 GHz, como mostra a **Figura 6.2**. A fonte de alimentação do oscilador de onda quadrada é exibida na **Figura 6.3**.



**Figura 6.1:** Osciloscópio Agilent DSO6032A de 300 MHz.



**Figura 6.2:** Analisador de espectro Agilent N9912A de 4 GHz.



**Figura 6.3:** Fonte simétrica ajustável de tensão contínua Minipa MPL-3303.

## 7 DISPOSITIVOS BIOMÉDICOS IMPLANTÁVEIS

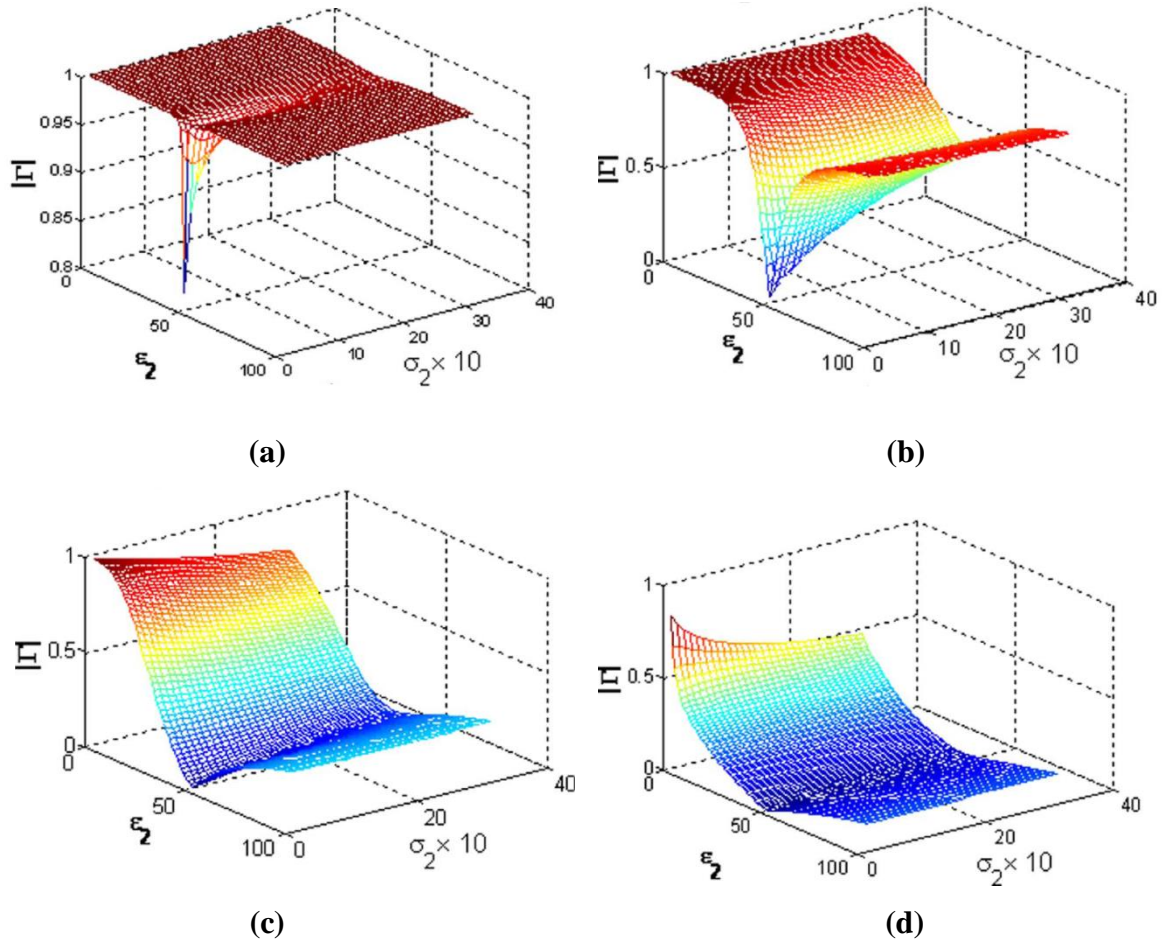
Os dispositivos biomédicos implantáveis são dispositivos usados para substituir ou atuar como uma estrutura biológica ausente no corpo. Esses dispositivos, na maioria dos casos, possuem uma bateria difícil de ser recarregada ou trocada.

Este trabalho vem com uma nova proposta do ponto de vista de substituir essas baterias por circuitos espontâneos de transmissão e recepção de energia elétrica sem fio, na faixa de frequências UWB. Esse sistema funcionaria para carregar uma carga capacitiva instalada no circuito de recepção e forneceria energia suficiente para alimentar o dispositivo biomédico implantável, os quais trabalham com baixa potência. As vantagens de se ter um sistema como esse incluem:

- O sistema não precisa de cabos, que não são uma opção viável para esse tipo de proposta;
- O sistema não possui necessidade de ficar sendo trocado;
- O sistema utiliza componentes discretos, de baixo custo e fácil aquisição.

Para possibilitar o implante desse circuito receptor, um invólucro é necessário, visando encapsular este circuito de um modo que não agrida a saúde humana e não interfira na transmissão e recepção de energia elétrica sem fio, na faixa de frequências UWB.

Da literatura, temos que as constantes dielétricas envolvidas em um sistema como o proposto devem estar entre 40-50. É nessa faixa que o casamento de bandas ultra-largas pode ser obtido [49]. A literatura ainda demonstra sua conclusão a partir de simulações em CST Microwave Studio:



**Figura 7.1:** Módulo do coeficiente de reflexão na superfície  $S$  para: **(a)**  $D=0,1$ , **(b)**  $D=0,5$ , **(c)**  $D=1$  e **(d)**  $D=5$ ,  $\varepsilon_1=50$ . Quando  $f=4$  GHz,  $R=0,17$ ,  $0,84$ ,  $1,7$  e  $8,4$  mm, respectivamente [49].

em que:

$S$ : superfície de análise.

$D$ : distância elétrica normalizada.

$\varepsilon_1$ : permissividade relativa de um dipolo Hertziano no centro de uma esfera de raio  $R$  preenchido por um material isolante.

$\varepsilon_2$ : permissividade relativa de um meio dissipativo.

$\sigma_2$ : condutividade de um meio dissipativo.

$f$ : frequência de monitoramento no CST Microwave Studio

$R$ : raio da esfera tendo no seu centro um dipolo Hertziano.

Como se pode perceber os melhores resultados para a perda de retorno (parâmetro que quantifica a energia que retorna à fonte radiadora) se encontram para valores de  $\varepsilon_2$  próximos a



50. Os resultados são melhorados para quanto menores forem os valores da distância elétrica, o que é de se esperar.

Esse resultado é animador, uma vez que a maioria dos materiais dos tecidos tem constantes dielétricas próximas de 50. Sendo assim, deve-se buscar um material para encapsular essa antena que possua uma constante dielétrica próxima desse valor e que não agrida a saúde humana.

A glicerina possui características semelhantes ao sangue humano se adapta bem a estruturas de corpos e possui constante dielétrica por volta de 50, tornando-a, assim, uma excelente alternativa de aplicação no projeto.

## 7.1 Glicerina

Glicerina é o nome comercial do Glicerol (IUPAC, 1993). Este é um composto orgânico pertencente à função álcool. É líquido à temperatura ambiente (25° C), higroscópico, inodoro, viscoso e de sabor adocicado. Sua fórmula química é  $C_3H_8O_3$ .

A glicerina é reconhecida como segura para o consumo humano desde 1959, podendo ser utilizada em diversos produtos alimentícios para os mais diversos propósitos. Suas aplicações são as mais diversas.

Principais aplicações em alimentos e bebidas:

- umectante, solvente, amaciante;
- umectante e agente suavizante em doces, bolos e sorvetes, retardando a cristalização do açúcar;
- agente umectante nas embalagens de queijos e carnes;
- solvente e agregador de consistência em flavorizantes e corantes.

Principais aplicações em medicamentos:

- pomadas;
- elixires, xaropes;
- anestésicos;
- seus derivados são utilizados como tranquilizantes e agentes para controle da pressão, como a nitroglicerina, que é um importante vasodilatador.

Para a aplicação proposta é necessário o emprego de algum polímero a base de glicerina, uma vez que a glicerina, por si só, é um composto líquido e seu emprego não seria possível. Uma boa solução é o carbonato de poliglicerina que possui módulo de elasticidade da ordem de 1 *MPa*, tendo assim, uma deformação de 1 *mm* para uma pressão exercida sobre o material de 1 *kPa*, como segue da relação [50]:

$$\varepsilon_x = \frac{\sigma_x}{E} \quad (7)$$

em que:

$\varepsilon_x$ : deformação específica em determinada direção, no caso, direção *x*.

$\sigma_x$ : tensão exercida no material em determinada direção, no caso, direção *x*.

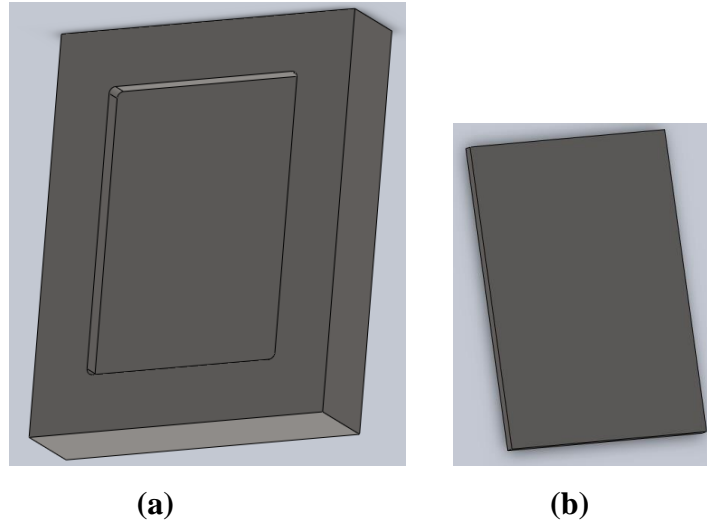
*E*: módulo de elasticidade do material.

## 7.2 Desenvolvimento do Molde

Para a fabricação da película de glicerina propõe-se, primeiramente, a fabricação de um molde, utilizando os princípios tradicionais do processo de fundição: vazamento de material (no caso, um polímero a base de glicerina) sobre um molde e inserção de macho para dar forma e dimensões à cavidade do molde.

Existem tipos específicos de aços para confecção de moldes. Para o estudo apresentado, propõe-se a utilização do aço VP100 da *Villares Metals* com dureza de utilização de 30 a 34 HRC. O motivo da utilização deste aço se deve ao fato deste ser um aço elaborado sob desfaseificação a vácuo, de usinabilidade melhorada através de tratamento das inclusões do cálcio. Seus principais benefícios são alta uniformidade de dureza, com variação inferior a 2 HRC ao longo de toda a seção transversal da peça. Possui excelente soldabilidade e polibilidade e alta reprodutividade de desempenho e confecção. Este aço é recomendado para confecção de moldes, matrizes de extrusão de termoplásticos e aplicações diversas em moldes para plásticos [51].

O molde e o macho foram projetados em SolidWorks 2010 e seus sólidos são mostrados a seguir:



**Figura 7.2:** Sólidos projetados em SolidWorks 2010: **(a)** Molde. **(b)** Macho.

Pela **Figura 7.2** deve-se notar que, no molde, a cavidade possui filetes, enquanto no macho não. Isso se deve ao fato da necessidade do módulo receptor ter em sua parte externa uma superfície sem ângulos retos, para minimizar ao máximo os riscos para o paciente implantado. Essa necessidade não é imposta para o caso da parte interna do módulo.

### 7.3 Fabricação do Molde

Para a fabricação do molde é pensado na utilização de máquina CNC. Essas máquinas realizam processos de usinagem mediante a um código, denominado código G. O molde proposto aqui tem este código gerado através do *software* SolidCAM 2011 e pode ser conferido no Apêndice A. Note que o código gerado é bastante extenso, apesar da peça a ser criada ser aparentemente simples. Isso se deve pelo fato da alta precisão que se está exigindo para a confecção dessa peça e vários passos são realizados.

Essa peça deve ser feita em centros de usinagem que utilizam o processo de fresamento, o qual é um processo de usinagem destinado à obtenção de superfícies quaisquer com o auxílio de ferramentas geralmente multicortantes. A ferramenta gira e a peça ou a ferramenta se desloca segundo uma trajetória qualquer.

Fabricações como essa dependem da configuração de dois parâmetros principais: velocidade de corte e avanço. A velocidade de corte é dada por:

$$V_c = \frac{\pi dn}{1000} \quad (8)$$

em que:

$V_c$ : velocidade de corte ( $m/min$ );

$d$ : diâmetro ( $mm$ );

$n$ : rotação ( $rpm$ ).

A partir de dados de catálogo [52], a velocidade de corte do material utilizado é entre 80 e 110  $m/min$ . Estabelecendo um valor de 80  $m/min$ , e considerando o diâmetro da peça como sua maior dimensão (63  $mm$ , mas há 2  $mm$  de cada lado de sobremetal, sendo assim, tem-se 67  $mm$ ), resulta em uma rotação de 380,07  $rpm$ .

Aços como o empregado utilizam avanços por rotação entre 0,1 a 0,3  $mm/rpm$ . Considerando um avanço por rotação de 0,1  $mm/rpm$ , tem-se que o avanço por minuto é 38,01  $mm/min$ , que é dado pela equação:

$$v_f = nf \quad (9)$$

em que:

$v_f$ : avanço linear ( $mm/min$ );

$n$ : rotação ( $rpm$ );

$f$ : avanço por rotação ( $mm/rpm$ ).

Esse molde é fabricado através de ferramentas específicas para microusinagem e os principais fabricantes são: Sandvik, Misubishi, Iscar, Walter e Widia.

#### 7.4 Fabricação da Película de Glicerina

Conforme explicado, a película de glicerina será fabricada a partir da inserção desta em um molde e posterior inserção de um macho para dar forma à cavidade do molde.

Essa película de glicerina deve ser composta de filetes em todas suas extremidades a fim de minimizar os riscos de lesões no paciente. Além disso, propõe-se que esta película seja fabricada como duas partes, uma superior e outra inferior, de modo que este módulo de recepção seja montado com facilidade.

## 7.5 Simulação

Para a simulação, dois *softwares* principais foram utilizados: SolidWorks 2010 com sua ferramenta SimulationXpress e o Workbench 14.0 do Ansys 14.0 no seu *toolbox* Static Structural, para se ter uma análise estática do protótipo projetado.

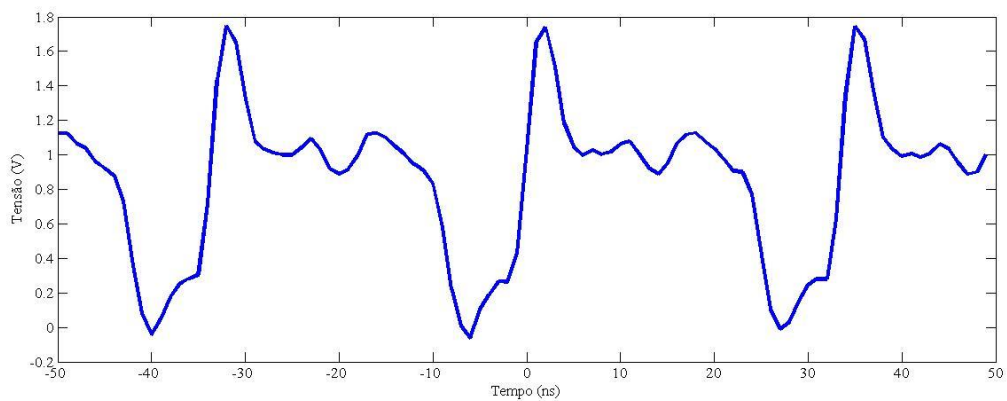
O SolidWorks não possui a glicerina como um de seus materiais, sendo assim, esta foi necessária ser criada a partir das especificações técnicas fornecidas para este material no Ansys e definido um módulo de elasticidade para o material de 1 *MPa*. Para a simulação, a peça foi considerada como tendo uma de suas faces fixa e a outra tendo aplicação de forças e pressões. A ferramenta SimulationXpress do SolidWorks faz simulações de tensão de von Mises e deslocamento, bem como analisa as regiões onde o coeficiente de segurança é atendido.

Para a simulação no Ansys foi importado o projeto do SolidWorks e seguido os mesmos critérios adotados para este. Para a simulação foram inseridas duas análises: deformação total e tensão equivalente (von Mises).

## 8 RESULTADOS E DISCUSSÕES

### 8.1 Oscilador de Onda Quadrada

Devido aos valores dos parâmetros escolhidos, a frequência esperada do oscilador de onda quadrada foi de cerca de 20 MHz. A **Figura 8.1** mostra que o circuito construído está na frequência esperada e sua amplitude varia com a alteração da tensão de entrada. A forma de onda resultante teve algum ruído, o que aconteceu por um efeito de descarga de energia sobre o oscilador pelo gerador de pulso Gaussiano. A **Figura 8.2** mostra o circuito construído.



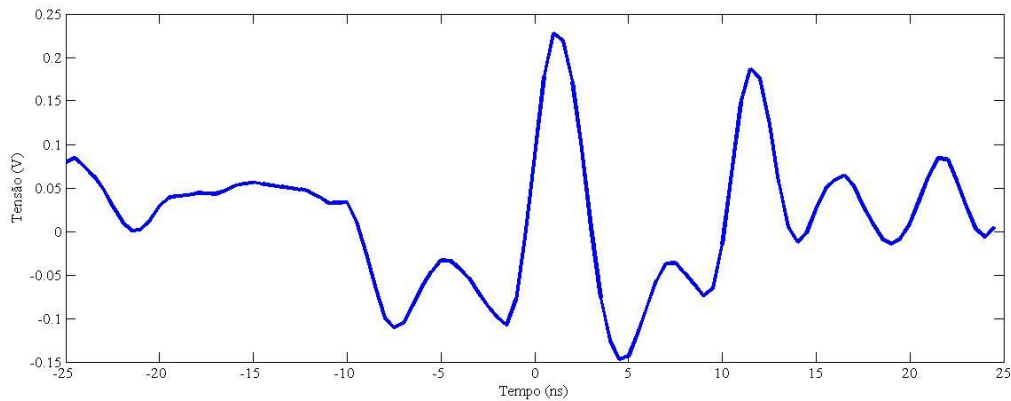
**Figura 8.1:** Onda resultante do oscilador de onda quadrada.



**Figura 8.2:** Circuito do oscilador de onda quadrada construído usando o transistor montado em superfície (*surface-mount device* – SMD) BFP420 da Infineon.

## 8.2 Pulso Gaussiano

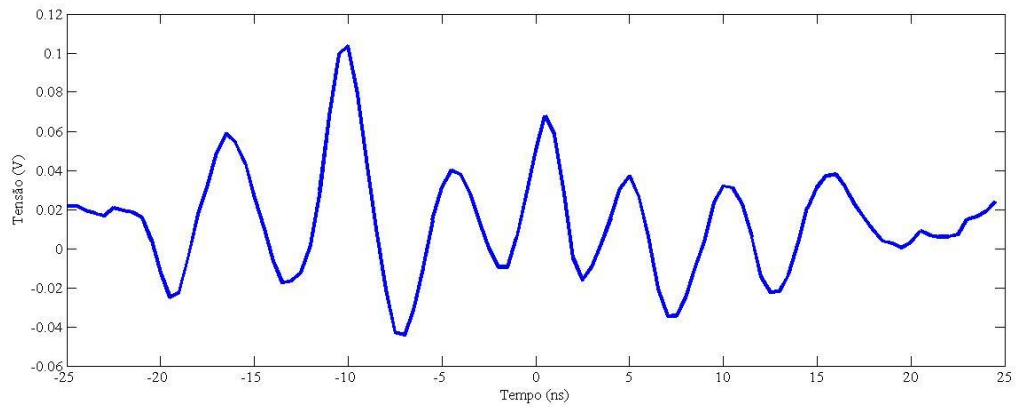
Embora a largura do pulso Gaussiano tenha sido maior que o esperado, a forma de onda foi próxima da ideal. A largura do pulso foi de aproximadamente  $5\text{ ns}$ , como mostra a **Figura 8.3**.



**Figura 8.3:** Forma de onda do pulso Gaussiano medido.

## 8.3 Pulso Transmitido

Após a geração do pulso Gaussiano, o pulso foi modelado e diferenciado em um circuito  $RC$ . Assim que foi transmitido, o pulso ficou próximo do esperado. Também é desejado comprimir a largura do pulso e reduzir o ruído. A **Figura 8.4** mostra um pulso com duração de  $8\text{ ns}$ . Quando comparado com a forma de onda da **Figura 8.2**, nota-se que o pulso mostrado abaixo é mais largo. O motivo para isso acontecer é devido ao uso de um osciloscópio de  $300\text{ MHz}$  de baixa taxa de amostragem para pulsos UWB, o que mostra este maior do que esperado. No entanto, a transmissão está na frequência UWB uma vez que a perda de retorno apresenta que a antena projetada radia e irradia apenas entre  $3\text{ a }10\text{ GHz}$ . A **Figura 8.5** mostra o circuito transmissor construído.



**Figura 8.4:** Forma de onda da medição do pulso transmitido.



**Figura 8.5:** Circuito transmissor construído usando *BFP420*.

## 8.4 Antenas

Muitas antenas foram desenvolvidas para diferentes valores de  $S$  e  $L$  para transmissão e recepção a fim de encontrar aquela que tivesse melhor performance para os circuitos construídos. Algumas dessas são mostradas na **Figura 8.6**.

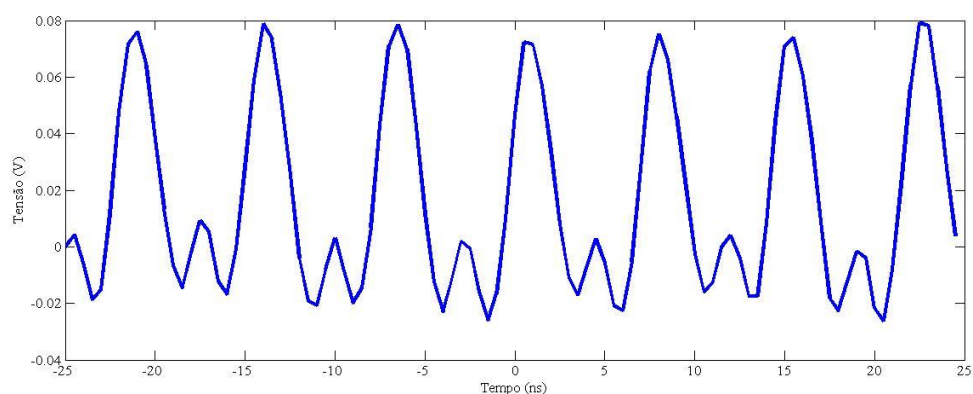




**Figura 8.6:** Antenas desenvolvidas para diferentes valores de  $S$  e  $L$ .

### 8.5 Pulso Recebido

Após a transmissão e recepção dos pulsos pelo par de antenas UWB, o pulso deveria ser retificado pelo retificador dobrador de tensão e então dissipado em uma resistência para realização da medição. A forma de onda do pulso recebido pode ser vista na **Figura 8.7**. O circuito retificador trabalha melhor com amplitudes de entrada superiores a  $5\text{ V}$ . É desejado acoplar um amplificador de tensão antes da transmissão do pulso de modo que, quando recebido, este seja retificado perfeitamente. O pulso teve metade de sua onda retificada, quase toda tensão com valores positivos e uma amplitude superior a  $70\text{ mV}$ . Assim, na recepção, é possível usar um componente capacitivo de modo a recarregá-lo constantemente. O pulso pode ser transmitido mesmo para distâncias superiores a  $50\text{ cm}$ . A **Figura 8.8** mostra o circuito construído.



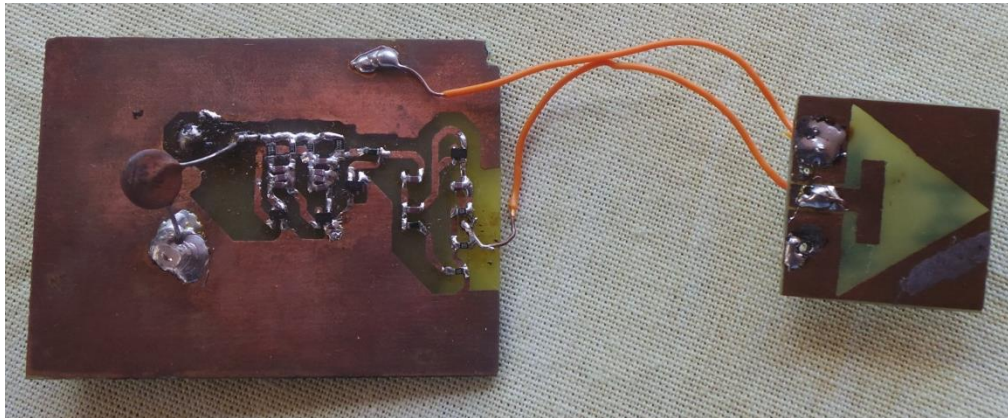
**Figura 8.7:** Forma de onda recebida.



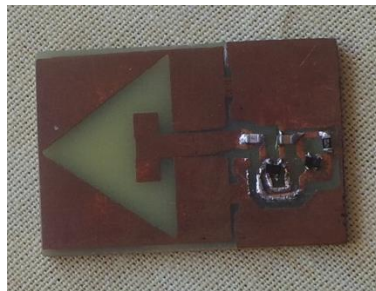
**Figura 8.8:** Circuito receptor construído usando *BFP420*.

## 8.6 Circuitos Finais

A **Figura 8.9** exibe o circuito de transmissão completo e a **Figura 8.10**, o de recepção.



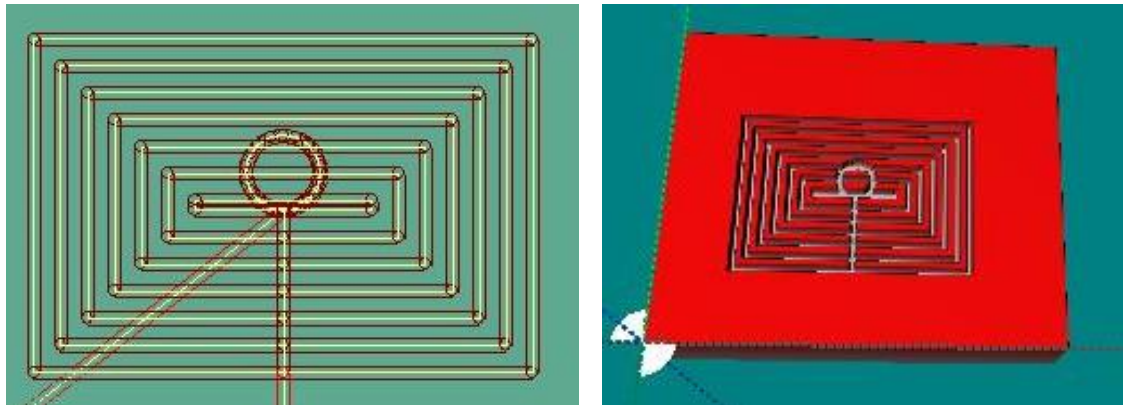
**Figura 8.9:** Circuito de transmissão completo.



**Figura 8.10:** Circuito de recepção completo.

## 8.7 Molde Simulado

O código G gerado através do SolidCAM 2011, disponível no Apêndice A foi testado e validado no *software* VR Milling da Denford. O código G funcionou conforme esperado e o resultado pode ser conferido na **Figura 8.11**.

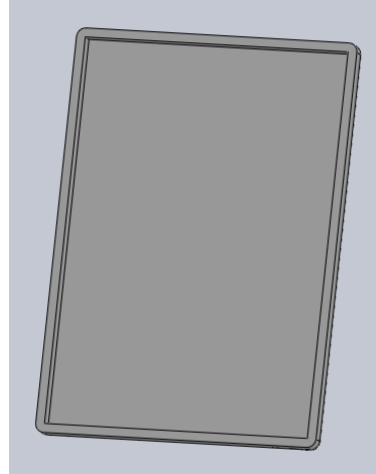


**Figura 8.11:** Simulação no *software* VR Milling do código G gerado pelo SolidCAM. (a) Simulação em 2D. (b) Simulação em 3D.

Deve-se notar na simulação em 2D que a ferramenta de corte ao chegar nas extremidades simula um filete, que é o que se deseja, não deixando ângulos de  $90^\circ$ . O desenho exibido no centro da peça é referente a entrada e saída da ferramenta na peça, não interferindo no resultado final.

## 8.8 Película de Glicerina

Conforme proposto a película de glicerina deve ser composta de filetes em todas suas extremidades a fim de minimizar os riscos de lesões no paciente. Esta proposta foi projetada no SolidWorks 2010 e é mostrada na **Figura 8.12**.

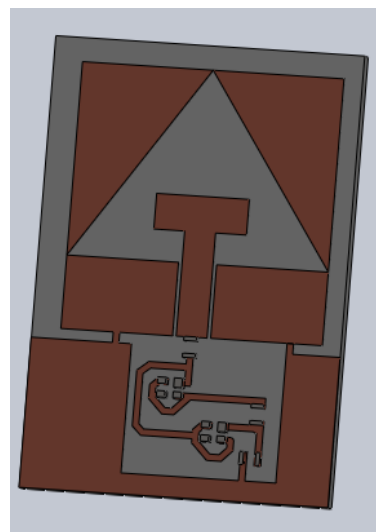


**Figura 8.12:** Película de glicerina projetada em SolidWorks.

### 8.9 Circuito Receptor

O circuito receptor, conforme explicado na parte eletrônica deste, é composto de uma antena planar, dois transistores bipolares de junção, dois capacitores e um elemento capacitivo, onde a energia recebida é armazenada. Este circuito foi modelado em SolidWorks 2010 e seus componentes foram projetados de acordo com o principal componente encontrado em sua construção. O substrato foi projetado com fibra de vidro, a antena e as trilhas de cobre e os componentes eletrônicos de silício. Essa ação foi feita a fim de, quando for simulado, o circuito aproxime ao máximo de seu comportamento real.

O circuito receptor projetado em SolidWorks é apresentado na **Figura 8.13**.

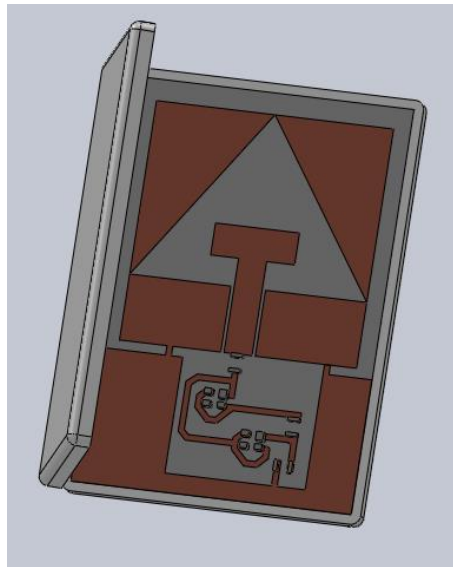


**Figura 8.13:** Circuito receptor projetado em SolidWorks.

## 8.10 Módulo Receptor Proposto

Conforme explicado no item **7.4 Fabricação da Película de Glicerina** deste, a proposta é a fabricação de duas películas de glicerina (uma superior, outra inferior), de modo que seja fácil a montagem do protótipo e uma parte se encaixe na outra. Em uma dessas partes estará o circuito receptor. Essa parte se encontrará fixa, enquanto a outra se move livremente quando o módulo receptor for aberto.

A ilustração desse projeto em SolidWorks é mostrada na **Figura 8.14**.



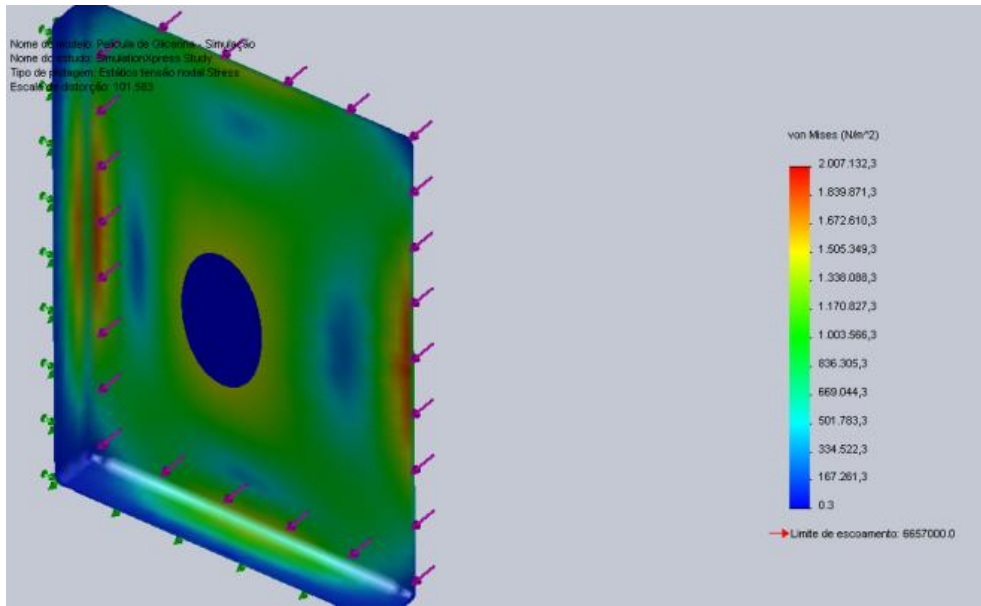
**Figura 8.14:** Módulo receptor projetado em SolidWorks.

## 8.11 Análise de Esforços

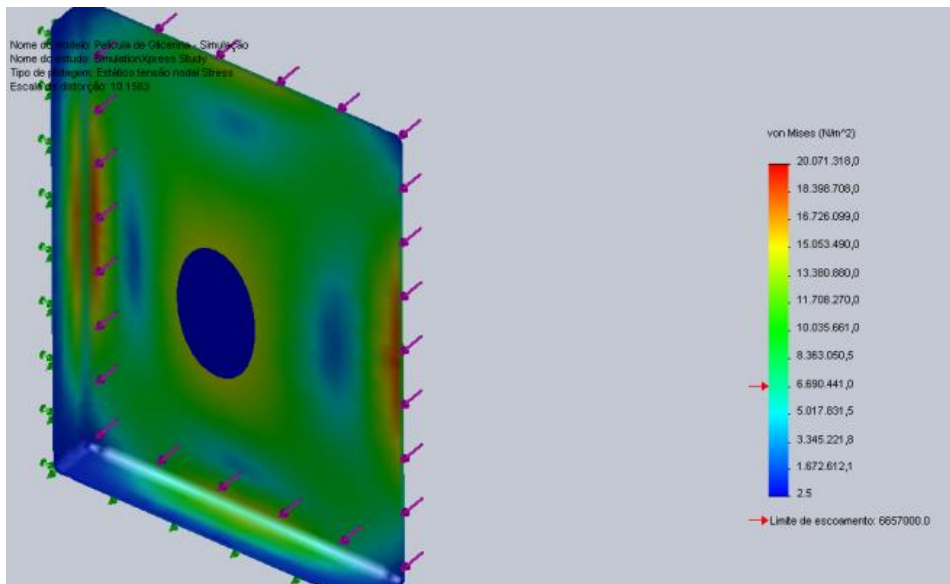
Para a parte da Mecânica foram feitas análises dos efeitos de forças de tração e compressão bem como pressões no módulo receptor.

### 8.11.1 Simulação de Forças de Compressão Localizadas

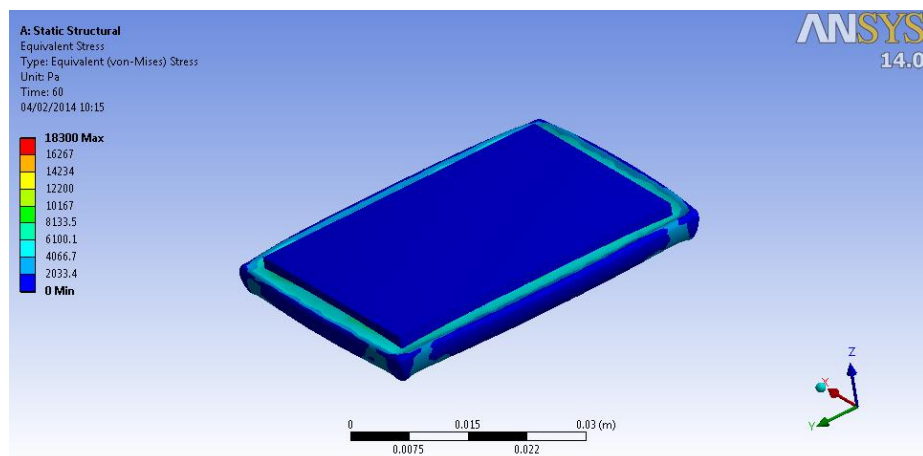
Para as forças de compressão, é interessante analisar forças de  $10\text{ N}$  e  $100\text{ N}$ , uma vez que acima destes valores a peça tem poucas regiões que resistem aos esforços. A seguir encontram-se os resultados para a tensão de von Mises e a deformação para simulações em SolidWorks e Ansys, respectivamente.



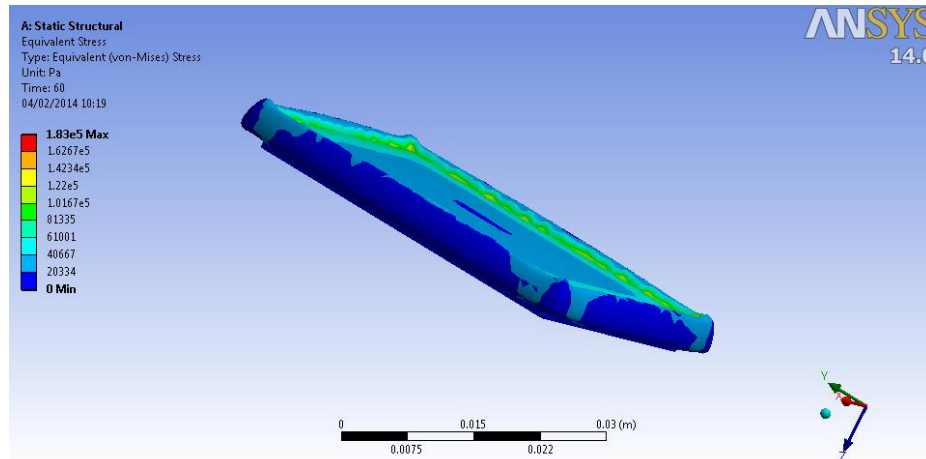
(a)



(b)

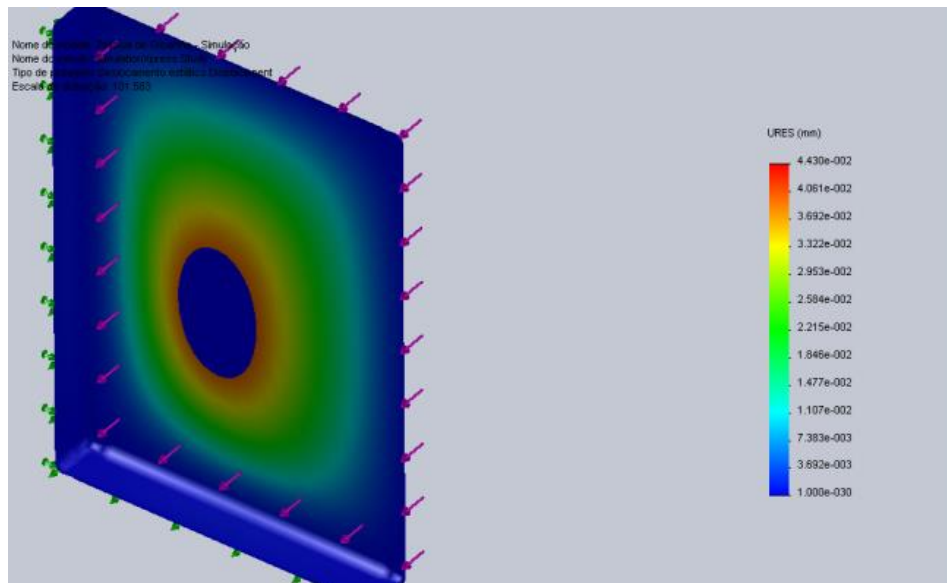


(c)

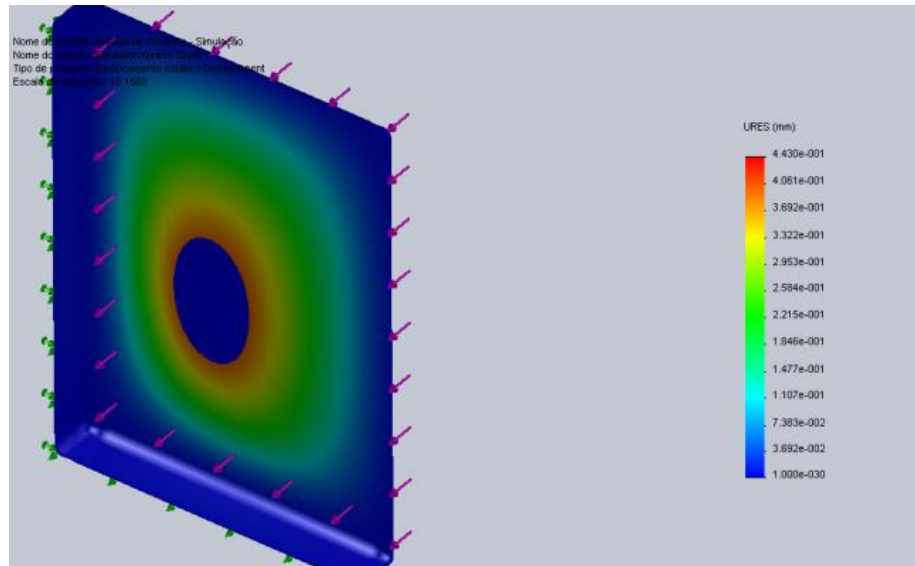


(d)

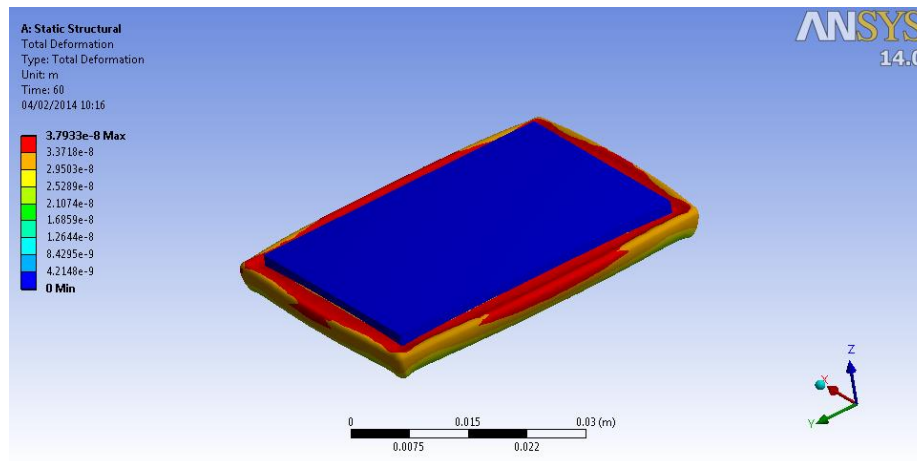
**Figura 8.15:** Simulação da tensão de von Mises para forças de compressão localizadas. **(a)** Força de 10 N simulada em SolidWorks. **(b)** Força de 100 N simulada em SolidWorks. **(c)** Força de 10 N simulada em Ansys. **(d)** Força de 100 N simulada em Ansys.



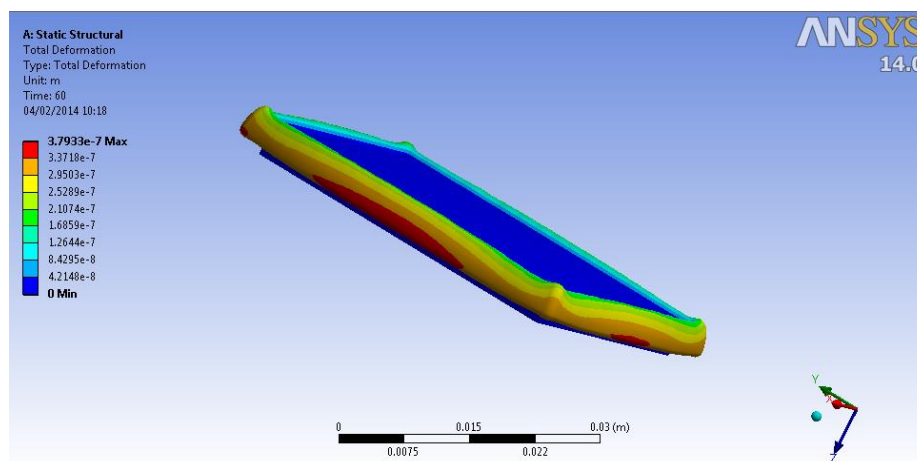
(a)



(b)



(c)



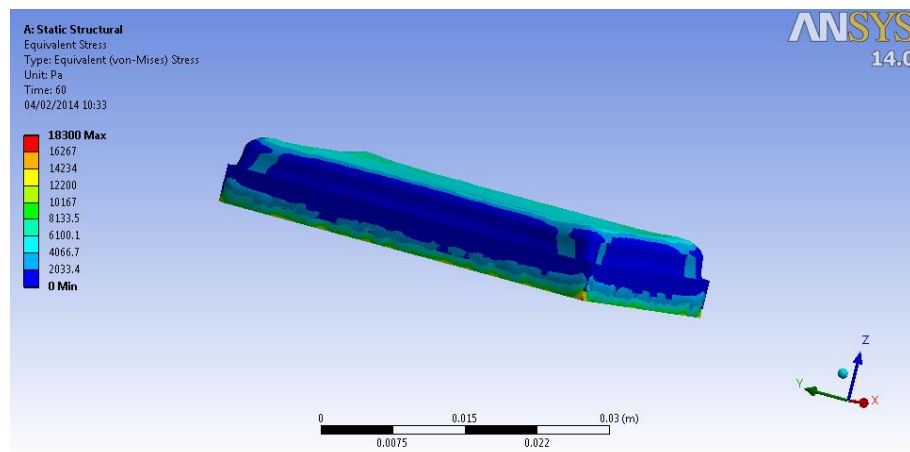
(d)

**Figura 8.16:** Simulação da deformação para forças de compressão localizadas. (a) Força de 10 N simulada em SolidWorks. (b) Força de 100 N simulada em SolidWorks. (c) Força de 10 N simulada em Ansys. (d) Força de 100 N simulada em Ansys.

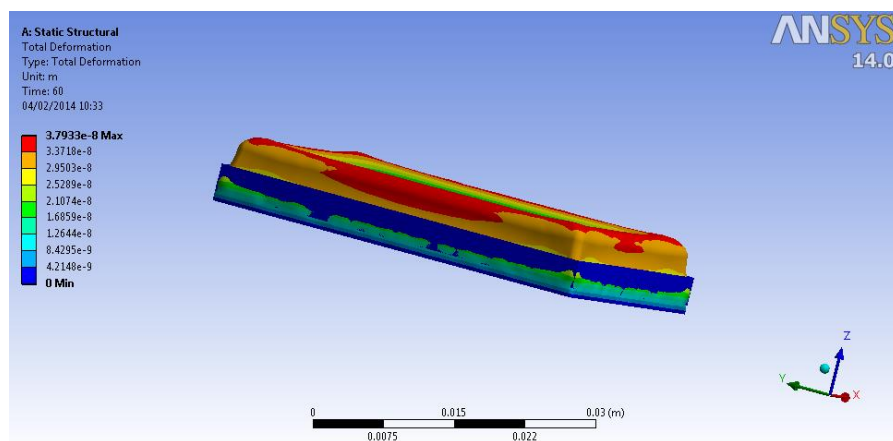


Nesse ponto é importante analisar a discrepância entre os resultados da simulação dos dois *softwares*. Quando simulações são feitas em SolidWorks, o próprio programa retorna que os resultados e análises do projeto são baseados na análise linear estática e os materiais são considerados isotrópicos, ou seja, suas propriedades mecânicas são as mesmas em todas as direções. É evidente que esta análise não é a ideal para as propostas de projeto aqui estabelecidas. O Ansys, ao contrário, é um *software* mais robusto, destinado a aplicações com maior precisão, sejam estas para análises lineares ou não, estáticas ou dinâmicas, sendo assim, mais adequado para os fins propostos. Dessa forma, serão apresentadas apenas as simulações no Ansys, desconsiderando as do SolidWorks a fim de evitar equívocos de análises.

### 8.11.2 Simulação de Forças de Tração Localizadas



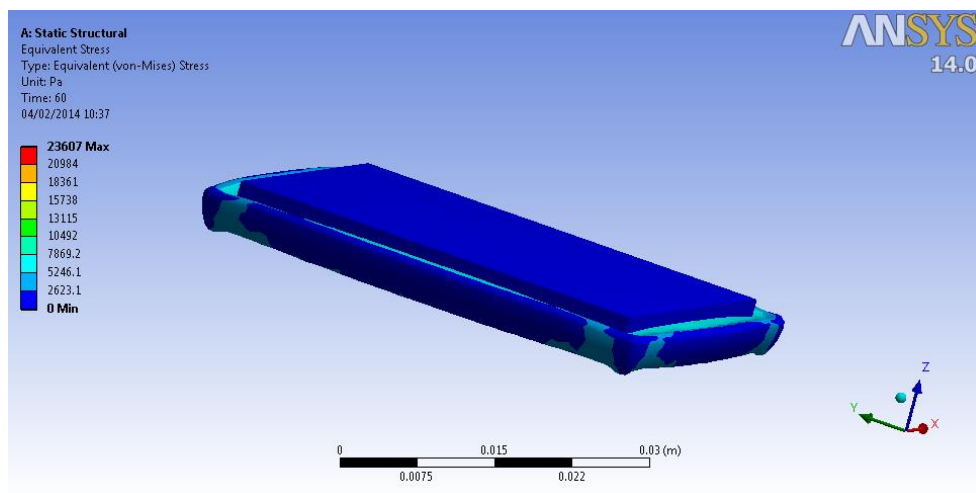
**Figura 8.17:** Simulação da tensão de von Mises para uma força de tração localizada de 10 N em Ansys.



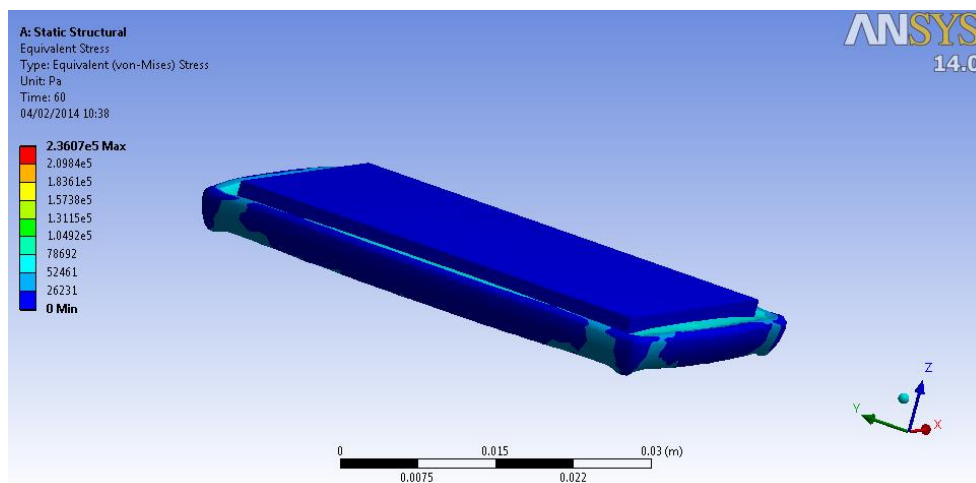
**Figura 8.18:** Simulação da deformação para uma força de tração localizada de 10 N em Ansys.

É importante notar que os resultados apresentados na **Figura 8.17** e na **Figura 8.18** são os mesmos da **Figura 8.15(c)** e da **Figura 8.16(c)**, exceto pela inversão de sentido. Esse resultado é esperado, uma vez que as forças possuem mesmo módulo e direção, mas sentidos opostos. Sendo assim, a análise a seguir será feita para a compressão, devendo a análise de tração ser considerada como a mesma, mas em sentido oposto.

### 8.11.3 Simulação de Pressão de Compressão

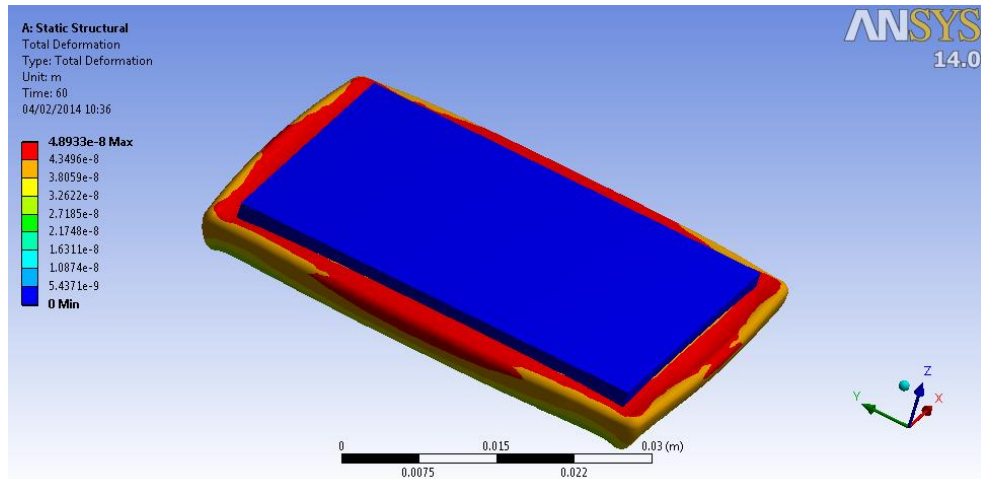


(a)

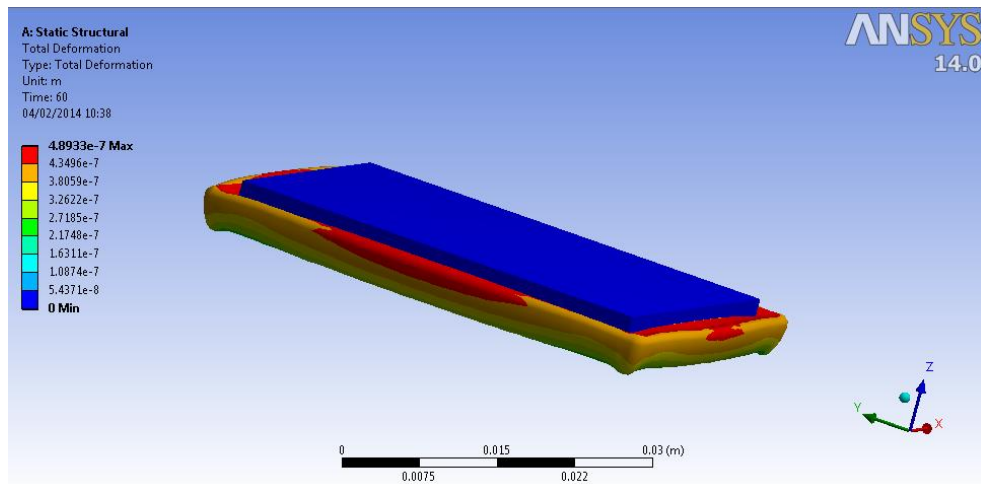


(b)

**Figura 8.19:** Simulação da tensão de von Mises para uma pressão de compressão localizada em Ansys. (a) 10 kPa. (b) 100 kPa.



(a)



(b)

**Figura 8.20:** Simulação da deformação para uma pressão de compressão localizada em Ansys. (a) 10 kPa. (b) 100 kPa.

#### 8.11.4 Análise

A simulação em SolidWorks não se demonstrou satisfatória e as análises para forças e pressões de tração e compressão podem ser as mesmas, apesar de em sentidos opostos.

O dispositivo se mostrou resistente a forças de 10 N e 100 N de compressão e 10 N de tração, como mostra a **Figura 8.15(c)**, a **Figura 8.15(d)** e a **Figura 8.17**, respectivamente. O dispositivo apresenta deformações máximas insignificativas, da ordem de 50 nm a 500 nm, como mostram a **Figura 8.16(c)**, a **Figura 8.16(d)**, a **Figura 8.18**, a **Figura 8.20(a)** e a **Figura 8.20(b)**, independente da natureza da pressão ou força ser de tração ou compressão.

Para a análise de pressão, foram utilizadas pressões de compressão de 10 *kPa* e 100 *kPa* e o dispositivo se mostrou resistente aos esforços.

## 9 CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS FUTURAS

### 9.1 Conclusões

Esse trabalho apresentou um sistema capaz de transmitir e receber energia elétrica através de antenas UWB. Para o funcionamento da transmissão foi necessária a construção de um oscilador de onda quadrada, um gerador de pulso Gaussiano, um circuito modelador de onda e um diferenciador *RC*.

Este trabalho é bastante específico uma vez que lida com a transmissão e recepção de energia elétrica sem fio, na faixa de frequências UWB, a qual sua pesquisa e desenvolvimento são pouco disseminados. Além disso, o trabalho se restringe a aplicar esta tecnologia em dispositivos biomédicos implantáveis, tornando raras as publicações a respeito nos meios científicos.

Após simulações e construção do circuito conclui-se que é possível transmitir energia elétrica sem fio com componentes de baixo custo.

O sistema de transmissão e recepção de energia sem fio baseou-se em componentes discretos e após muitas simulações, este foi construído e testado. O pulso a ser transmitido ao ser medido no osciloscópio obteve uma largura de  $8\text{ ns}$  (o que ainda pode ser melhorado, ou ainda testado em osciloscópios com maior taxa de amostragem, para validação) e pode ser transmitido a distâncias tão grandes quanto  $50\text{ cm}$ .

Para a parte mecânica, foi estudada a glicerina, um composto orgânico pertencente à função álcool, cujo nome químico é o glicerol. A glicerina é muito utilizada como isolante, por exemplo em pesquisas na área odontológica, onde se deseja isolar as próteses dentárias. A glicerina se encaixa bem nos fins de estudo aqui propostos uma vez que esta possui características fluídicas semelhantes às do sangue humano e sua constante dielétrica é da ordem de 50, possibilitando o casamento de bandas ultra-largas. A ideia aqui proposta é o emprego de um polímero a base de glicerina o qual tornasse possível criar um invólucro do circuito receptor, possibilitando que este seja aplicado como fonte de alimentação de um dispositivo biomédico implantável.

Este circuito, conforme simulado, considerando o carbonato de poliglicerina como material (um polímero a base de glicerina com módulo de elasticidade da ordem de  $1\text{ MPa}$ ) suportou tensões de  $10\text{ N}$  e  $100\text{ N}$  e pressões de  $10\text{ kPa}$  e  $100\text{ kPa}$ , tanto para tração, como compressão, sem que a integridade do dispositivo seja comprometida. Para esses valores nenhuma deformação considerável foi avaliada. Com base nesses valores é possível ilustrar

que o dispositivo suportaria tranquilamente a queda de um corpo de massa de 10 kg sobre o mesmo, como um todo, ou uma queda de um corpo de massa de 1 kg sobre uma área específica do mesmo de cerca de 1 cm<sup>2</sup>.

Um sistema como o aqui proposto pode ser aplicado em diversos tecidos do corpo humano e ainda em sistemas de biometria para, por exemplo, leitura de batimentos cardíacos ou do nível de glicose no sangue.

## 9.2 Perspectivas Futuras

Para trabalhos futuros tem-se, primeiramente, a necessidade de estudo de circuitos amplificadores que possibilitem uma transmissão de energia com maior amplitude e possibilite uma melhor retificação dessa energia em corrente contínua no circuito receptor.

Além do mais, pretende-se estudar a eficiência de transmissão do sistema e otimização deste, bem como determinar, de maneira experimental, a SAR.

A aplicação em dispositivos biomédicos implantáveis pode ser otimizado pesquisando e validando, para o circuito de recepção: placas dupla face, antenas ainda menores ou inserindo a antena em uma placa diferente do circuito.

Outros testes ainda devem ser feitos de modo a ser possível a construção do dispositivo.

Uma vez construído este dispositivo poder-se-ia pensar em métodos de leitura de resultados retornados pelo dispositivo, pela faixa de frequências UWB. Assim seria possível além de explorar o UWB como forma de transmissão e recepção de energia elétrica sem fio, usá-lo como comunicação de dados, como é mais empregado atualmente e, comunicar com um computador e celular que avaliaria os dados enviados.

## 9.3 Prêmios e Reconhecimento

Este trabalho engloba a pesquisa e desenvolvimento tecnológico de dois projetos de iniciação tecnológica com bolsas pelo Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico. Foi escrito um artigo sobre a primeira parte deste trabalho o qual foi aprovado e apresentado no *International Microwave and Optoelectronics Conference 2013*, realizado entre os dias 4 a 7 de agosto de 2013, na capital do estado do Rio de Janeiro. Este trabalho foi apresentado em formato de pôster e premiado entre os melhores do congresso. A proposta aqui investigada ainda foi tema para uma proposta de admissão de alunos regulares para o

Curso de Mestrado em Engenharia Elétrica, recomendado pela CAPES, realizado por meio de Associação Ampla entre UFSJ e o CEFET-MG e ficou entre os primeiros lugares na classificação final. A primeira parte desse trabalho foi apresentada na disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso I e ficou entre os 10 melhores.

## APÊNDICE A – CÓDIGO G PARA FABRICAÇÃO DO MOLDE

%	X40.499
O5000 (MOLDE 3.TAP)	Y27.499
( MCV-OP ) (04-FEB-2014)	X22.501
(SUBROUTINES: O5003 .. O0)	Y22.501
G90 G17	X31.5
G80 G49 G40	Y20.401
G54	X42.599
G91 G28 Z0	Y29.599
G90	X20.401
M01	Y20.401
N1 M6 T1	X31.5
(TOOL -1- MILL DIA 6.0 R0. MM )	Y18.301
G90 G00 G40 G54	X44.699
G43 H1 D31 G0 X31.5 Y24.601 Z50.	Y31.699
S1000 M3	X18.301
M8	Y18.301
(-----)	X31.5
(PR-FACES - POCKET-3D)	Y16.201
(-----)	X46.799
X31.5 Y24.601 Z10.	Y33.799
Z2.	X16.201
G3 X31.5 Y24.601 Z0.384 I0. J2.94 F33	Y16.201
X31.5 Y24.601 Z-1.232 I0. J2.94	X31.5
X31.702 Y24.608 Z-1.25 R2.94	Y14.101
X31.702 Y24.608 I-0.202 J2.933 F100	X48.899
X31.5 Y24.601 R-2.94	Y35.899
G1 X38.399	X14.101
Y25.399	Y14.101
X24.601	X31.5
Y24.601	Y12.001
X31.5	X50.999
Y22.501	Y37.999



X12.001	X31.5
Y12.001	Y3.3
X31.5	X59.7
G0 Z10.	Y46.7
Z2.	X3.3
G1 Z0. F33	Y3.3
X50.999 F100	X31.5
Y37.999	Y1.2
X12.001	X61.8
Y12.001	Y48.8
X31.5	X1.2
Y11.7	Y1.2
X51.3	X31.5
Y38.3	Y-0.9
X11.7	X63.
Y11.7	G3 X63.9 Y0. R0.9
X31.5	G1 Y50.
Y9.6	G3 X63. Y50.9 R0.9
X53.4	G1 X0.
Y40.4	G3 X-0.9 Y50. R0.9
X9.6	G1 Y0.
Y9.6	G3 X0. Y-0.9 R0.9
X31.5	G1 X31.5
Y7.5	Y-3.
X55.5	X63.
Y42.5	G3 X66. Y0. R3.
X7.5	G1 Y50.
Y7.5	G3 X63. Y53. R3.
X31.5	G1 X0.
Y5.4	G3 X-3. Y50. R3.
X57.6	G1 Y0.
Y44.6	G3 X0. Y-3. R3.
X5.4	G1 X31.5
Y5.4	G0 Z10.

Y24.601	Y31.699
Z0.75	X18.301
G3 X31.5 Y24.601 Z-0.866 I0. J2.94 F33	Y18.301
X31.5 Y24.601 Z-2.482 I0. J2.94	X31.5
X31.702 Y24.608 Z-2.5 R2.94	Y16.201
X31.702 Y24.608 I-0.202 J2.933 F100	X46.799
X31.5 Y24.601 R-2.94	Y33.799
G1 X38.399	X16.201
Y25.399	Y16.201
X24.601	X31.5
Y24.601	Y14.101
X31.5	X48.899
Y22.501	Y35.899
X40.499	X14.101
Y27.499	Y14.101
X22.501	X31.5
Y22.501	Y12.001
X31.5	X50.999
Y20.401	Y37.999
X42.599	X12.001
Y29.599	Y12.001
X20.401	X31.5
Y20.401	G0 Z10.
X31.5	M30
Y18.301	%
X44.699	

## 10 REFERÊNCIAS

- [1] E. O. Torres e G. A. Rincon-Mora. *Electrostatic energy-harvesting and battery-charging CMOS system prototype*. IEEE Trans. Circuits Syst. I, Reg. Papers, vol. 56, no. 9, p. 1938–1948, Set. 2009.
- [2] W. C. Brown, J. R. Mims, e N. I. Heenan. *An experimental microwavempowered helicopter*. Proc. IRE Int. Conv. Rec., Mar. 1965, vol. 13, Part 5, p. 225–235.
- [3] M. D. Zimmerman, N. Chaimanonart, e D. J. Young. *“In vivo RF powering for advanced biological research*. Proc. 28th Annu. Int. Conf. IEEE EMBS, 2006, p. 2506–2509.
- [4] A. Karalis, J. D. Joannopoulos, e M. Soljacic. *Efficient wireless non-radiative mid-range energy transfer*. Ann. Phys., vol. 323, no. 1, p. 34–48, Jan. 2008.
- [5] C. Yang, Y. Yang, Y. e C. Lo. *Subnanosecond Pulse Generators for Impulsive Wireless Power Transmission and Reception*. IEEE Trans. On Circuits and Systems, vol. 58, no. 12, p. 817-821, Dez. 2011.
- [6] C. Lo, Y. Yang, C. Tsai, C. Lee e C. Yang. *Novel Wireless Impulsive Power Transmission to Enhance the Conversion Efficiency for Low Input Power*. Proc. IEEE MTT-S IMWS Innov. Wireless Power Transmission, Technol., Syst., Appl., 2011, p. 55-58.
- [7] C. Rodenbeck, M. Li, e K. Chang. *A phased-array architecture for retrodirective microwave power transmission from the space solar power satellite*. Proc. IEEE MTT-S Int. Microw. Symp. Dig., Jun. 2004, vol. 3, p. 1679–1682.
- [8] S. Priya e D. J. Inman. *Energy Harvesting Technologies*. NewYork: Springer-Verlag, Nov. 2010.
- [9] V. A. Shameena, S. Mridula, A. Pradeep, S. Jacob, A. O. Lindo, e P. Mohanan. *A compact CPW fed slot antenna for ultra wide band applications*. Int. J. Electron. Commun., 2011, p. 189-194.

- [10] S. I. Latif, L. Shafai, e S. K. Sharma. *Bandwidth enhancement and size reduction of microstrip slot antennas*. IEEE Trans. Antennas. Propag., 2005, 53, p. 994–1003.
- [11] T.G. Ma e C. H. Tseng. *An ultra wide band coplanar waveguide-fed tapered ring slot antenna*. IEEE Trans. Antennas. Propag., 2006, 54, p. 1105–1111.
- [12] N. Behdad e K. Sarabandi. *A multiresonant single element wide-band slot antenna*. IEEE Trans. Antennas. Propag., 2005, 53, p. 994–1003.
- [13] J. Y. Jan e J. W. Su. *Band width enhancement of a printed wide slot antenna with a rotated slot*. IEEE Trans. Antennas Propag., 2005, 53, 2111–2114.
- [14] T. G. Ma e S. K. Jeng SK. *Planar miniature tapered slot fed annular slot antennas for ultra wide band radios*. IEEE Trans. Antennas Propag., 2005, 53, 1194–1202.
- [15] H. Y. Joong. *Triangular slot antenna with a double T shaped tuning stub for wide band operation*. Microw. Opt. Technol. Lett., 2007, 49, 2123–2128.
- [16] T. G. Ma e S. K. Jeng. *A printed dipole antenna with tapered slot for ultra wide band applications*. IEEE Trans. Antennas Propag., 2005, 53, 3833–3836.
- [17] Y. C. Lin e K. J. Hung. *Compact ultrawideband rectangular aperture antenna and band-notched designs*. IEEE Trans. Antennas Propag., 2006, 54, 3075–3081.
- [18] T. Karacolak, A. Z. Hood, e E. Topsakal, *Design of a dual-band implantable antenna and development of skin mimicing gels for continuous glucose monitoring*. IEEE Trans. Microw. Theory Tech., vol. 56, no. 4, pp. 1008–1008, Abr. 2008.
- [19] J. Kim e Y. Rahmat-Samii. *Implanted Antennas in Medical Wireless Communications*, 1a ed. San Rafael, CA: Morgan & Claypool, 2006.
- [20] S. Soora, K. Gosalia, M. S. Humayan, e G. Lazzi. *A comparison of two and three dimensional dipole antennas for an implantable retinal prosthesis*. IEEE Trans. Antennas Propag., vol. 56, no. 3, pp. 622–629, Mar. 2008.

- [21] J. Ryckaert, C. Desset, A. Fort, M. Badaroglu, V. De Heyn, P. Wanbacq, G. Van der Plas, S. Donnay, B. Van Poucke, e B. Gyselinckx. *Ultra-wide-band transmitter for low-power wireless body area networks: Design and evaluation*. IEEE Trans. Circuits Syst. I, Reg. Papers, vol. 52, no. 12, pp. 2515–2525, Dez. 2005.
- [22] H. Yu, G. S. Irby, D.M. Peterson, M. T. Nguyen, G. Flores, N. Euliano, e R. Bashirullah, *Printed capsule antenna for medication compliance monitoring*. Electron. Lett., vol. 43, no. 22, pp. 41–44, 2007.
- [23] C. Gabriel. *Compilation of the Dielectric Properties of Body Tissues at RF and Microwave Frequencies*. London, U.K.: King's College, 1996.
- [24] S. K. S. Gupta, S. Lalwani, Y. E. E. Prakash, e L. Schwiebert. *Towards a propagation model for wireless biomedical applications*. IEEE Int. Commun. Conf., Mai 2003, vol. 3, pp. 1993–1997.
- [25] L. C. Chirva, P. A. Hammond, S. Roy, e D. R. S. Cumming. *Radiation from ingested wireless devices in biomedical telemetry bands*. Electron. Lett., vol. 39, no. 2, pp. 178–179, Jan. 2003.
- [26] P. Soontornpipit, C. M. Eurse, e Y. C. Chung. *Design of implantable microstrip antenna for communication with medical implants*. IEEE Trans. Microw. Theory Tech., vol. 52, no. 8, pp. 1944–1955, Ago. 2004.
- [27] C.-M. Lee, T.-C. Yo, e C.-H. Luo. *Compact broadband stacked implantable antenna for biotelemetry with medical devices*. IEEE Annu. Wireless Microw. Technol. Conf., Dez. 4–5, 2006, pp. 1–4.
- [28] R. Warty, M. Tofighi, R. U. Kawoos, e A. Rosen. *Characterization of implantable antennas for intracranial pressure monitoring: Reflection by and transmission through a scalp phantom*. IEEE Trans. Microw. Theory Tech., vol. 56, no. 10, pp. 2366–2376, Out. 2008.

- [29] A. Djaiz, M. Nedil, M. A. Habib, L. Talbi, e T. A. Denidni. *A new CPW-feed miniaturized dual-band monopole antenna using spiral matching resonators*. IEEE Int. Antennas Propag. Symp., San Diego, CA, 2008, pp. 1–4.
- [30] B. Allen, M. Dohler e E. E. Okon. *Ultra-Wideband Antennas and Propagation for Communications*. London: Wiley, 2006.
- [31] S. Licul, W. A. Davis e W. L. Stutzman. *Ultra-wideband (UWB) communication link modeling and characterization*. Ultra Wideband Systems and Technologies, IEEE Conference on , p. 310- 314, 16-19, Nov. 2003
- [32] H. G. Schantz. *Introduction to ultra-wideband antennas*. Ultra Wideband Systems and Technologies, IEEE Conference on , p. 1- 9, 16-19 Nov. 2003.
- [33] FCC, C. O. F. R. *Fcc (gpo) title 47, section 15 of the code of federal regulations subpart f: Ultra-wideband*. Disponível em:  
<[http://www.access.gpo.gov/nara/cfr/waisidx\\_05/47cfr15\\_05.html](http://www.access.gpo.gov/nara/cfr/waisidx_05/47cfr15_05.html)>. Último acesso em fevereiro de 2011.
- [34] M. Miao e C. Nguyen. *On the Development of an Integrated CMOS-Based UWB Tunable-Pulse Transmit Module*. Microwave Theory and Techniques, IEEE Transactions on , vol.54, no.10, p. 3681-3687, Out. 2006
- [35] S. T. M. Gonçalves. *Caracterização Temporal de Antenas Refletoras para Faixas de frequência Ultra-Largas*. Tese de Doutorado, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Minas Gerais, 2010.
- [36] C. A. Balanis. *Antenna Theory and Design*. John Wiley & Sons, Inc, New York, 1997.
- [37] M. Khurram e S. M. R. Hasan. *A 4 mW 2-5 GHz Currente Reuse gm-boosted short channel common-gate CMOS UWB LNA*. Analog Integrated Circuit Signal Process, Springer Netherlands, vol 65, pp. 415-418, Dez. 2010.

- [38] A. P. Chandrakasan. *et al. Low-Power Impulse UWB Architectures and Circuits*. Proceedings of the IEEE, vol. 97, no.2, p. 332-352, Fev. 2009.
- [39] R. J. Fontana, E. A. Richley, L. C. Beard e J. Barney. *A programmable ultra wideband signal generator for electromagnetic susceptibility testing*. Ultra Wideband Systems and Technologies, IEEE Conference on , p. 21- 25, 16-19 Nov. 2003.
- [40] C.-C. Lee, H.-S. Huang, R. Y. Yen, C.-D. Yang, e S.-C. Nan. *Printed-Circuit Elliptical Dipole Antenna for 3.1-10.6 GHz UWB Application*. Wireless Communications, Networking and Mobile Computing. WiCOM '08. 4th International Conference on, p. 1-4, 12-14 Out. 2008.
- [41] J. Nakasuwan, P. Rakluea e V. Pirajanchai. *Printed circuit antenna for UWB systems*. Circuits and Systems. APCCAS. IEEE Asia Pacific Conference on, p.1375-1378, Nov. 3.
- [42] T. Teshirogi, S. Saito, M. Uchino, M. Ejima, K. Hamaguchi, H. Ogawa e R. Kohno. *Residual-carrier-free burst oscillator for automotive UWB radar applications*. Electron. Lett., vol. 41, no. 9, p. 535–536, Abr. 2005.
- [43] M. Gerding, T. Musch e B. Schiek. *Generation of short electrical pulses based on bipolar transistors*. Adv. Radio Sci., vol. 2, p. 7–12, Mai. 2004.
- [44] J. Han e C. Nguyen. *Coupled-slotline-hybrid sampling mixer integrated with step-recovery-diode pulse generator for UWB applications*. IEEE Trans. Microw. Theory Tech., vol. 53, no. 6, p. 1875–1882, Jun. 2005.
- [45] J. Han e C. Nguyen. *A new ultra-wideband, ultra-short monocycle pulse generator with reduced ringing*. IEEE Microw. Wireless Compon. Lett., vol. 12, no. 6, p. 206–208, Jun. 2002.
- [46] Z. N. Chen, X. H. Wu, N. Yang e M. Y. W. Chia. *Considerations for source pulses and antennas in UWB radio systems*. IEEE Trans. Antennas Propag., vol. 52, no. 7, p. 1739–1748, Jul. 2004.

- [47] W.-B. Lin, Y.-T. Liu e F.-C. Chen. *A new ultra-wideband monocycle pulse generator using second-order transient circuit*. Proc. 38th Eur. Microw. Conf., Out. 2008, p. 1585–1588.
- [48] W. C. Soares, S. T. M. Gonçalves e C. R. Resende. *Wireless Power Transmission and Reception System using CPW-Fed Microstrip Antenna*. International Microwave and Optoelectronics Conference, Ago. 2013.
- [49] T. Dissanayake, K. P. Esselle e M. R. Yuce. *Dielectric Loaded Impedance Matching for Wideband Implanted Antennas*. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, vol. 57, no. 10, p. 2480-2487, Out. 2009.
- [50] F. P. Beer, E. R. Johnston. *Resistência dos Materiais*. São Paulo: Pearson Makron Books, 2008. p. 64-194.
- [51] M. Villares. *Aços para Ferramentas*. 2012. p. 1-12.



