

UNIVERSIDADE FEDERAL DE ALFENAS
CAMPUS DE POÇOS DE CALDAS

Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de
Materiais – PPG-CEM

MANSUETO BARTELEGA PEDERIVA

DESENVOLVIMENTO DE GERADOR DE CAMPO MAGNÉTICO
ALTERNADO PARA AVALIAÇÃO *IN VITRO* DE HIPERTERMIA
EM CULTURA CELULAR

MANSUETO BARTELEGA PEDERIVA

DESENVOLVIMENTO DE GERADOR DE CAMPO MAGNÉTICO
ALTERNADO PARA AVALIAÇÃO IN VITRO DE HIPERTERMIA
EM CULTURA CELULAR

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais da Universidade Federal de Alfenas como requisito para obtenção do título de Mestre em Ciência e Engenharia de Materiais.

Linha de pesquisa: Tecnologia dos Materiais Aplicados à Saúde

Orientador: Rodrigo Fernando Costa Marques.
Co-orientadora: Maria Gabriela Nogueira Campos.

Poços de Caldas / MG
2014

Pederiva, Mansueto Bartelega.

Desenvolvimento de gerador de campo magnético alternado para avaliação *in vitro* de hipertermia em cultura celular / Mansueto Bartelega Pederiva. – Poços de Caldas, 2014. 93 f. -

Orientador: Rodrigo Fernando Costa Marques.

Dissertação (Mestrado em Ciência e Engenharia de Materiais) - Universidade Federal de Alfenas, Poços de Caldas, MG, 2014. Bibliografia.

1. Campo Magnético Alternado. 2. Nanopartículas Magnéticas. 3. Hipertermia. I. Marques, Rodrigo Fernando Costa. II. Título.

CDD: 620.11

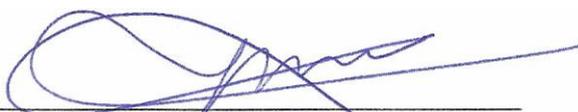
MANSUETO BARTELEGA PEDERIVA

**DESENVOLVIMENTO DE GERADOR DE CAMPO MAGNÉTICO
ALTERNADO PARA AVALIAÇÃO IN VITRO DE HIPERTERMIA
EM CULTURA CELULAR**

A banca examinadora abaixo-assinada, aprova a Dissertação apresentada como parte dos requisitos para obtenção do título de mestre em Ciência e Engenharia de Materiais, pelo Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais da Universidade Federal de Alfenas.

Área de concentração: Desenvolvimento, Caracterização e Aplicação de Materiais.

Aprovada em: 20 de maio de 2014.



Prof. Dr. Rodrigo Fernando Costa Marques
Orientador/Presidente
Instituto de Química - UNESP Araraquara



Prof. Dr. Miguel Jafelice Junior
Banca examinadora - Titular
Universidade Estadual Paulista



Prof. Luiz Felipe Ramos Turci
Banca examinadora - Titular Universidade
Federal de Alfenas

Dedico a Deus, a minha mãe Leonilde e a meu pai Duílio, que não está mais entre nós e não pode acompanhar o término deste trabalho para o qual ele tanto me incentivou.

AGRADECIMENTOS

A realização deste trabalho só foi possível com a colaboração e apoio de diversas pessoas a quem agradeço:

Ao meu orientador Professor Rodrigo Fernando Costa Marques pela orientação e pelo incentivo.

À minha co-orientadora Professora Maria Gabriela Nogueira Campos pela orientação e pelo incentivo.

Ao Professor Dr. Laudemir Carlos Varanda e seus alunos da Universidade de São Paulo na cidade de São Carlos.

Ao servidor técnico administrativo Carlos Alberto Nogueira Júnior do Instituto de Ciência e Tecnologia da Universidade Federal de Alfenas

Ao Mestre Lideir Viana da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais de Poços de Caldas.

Ao Mestre Rogério Mendes Branco, Professor de Física do Sistema COC de Ensino.

A meu pai Duílio Pederiva.

A minha mãe Leonilde Luzia Bartelega Pederiva.

RESUMO

O corpo humano é formado por milhões de células que se reproduzem por divisão celular e que, em condições normais, é controlada, mas em algumas situações as células perdem a capacidade de controlar seu próprio crescimento, formando o que se conhece como tumor maligno ou câncer. O combate ao câncer pode ser efetuado através de fármacos, cirurgia, radioterapia entre outros. Recentemente surgiu uma técnica experimental: a utilização de nanopartículas magnéticas em um tecido doente e provocar a destruição de suas células através de seu aquecimento acima de 41 °C utilizando-se de equipamentos denominados de geradores de campo magnético alternado. Os equipamentos disponíveis no mercado são todos importados e de alto custo formado por circuitos eletrônicos de difícil ajuste. A fim de nacionalizar e baixar o custo desta tecnologia, foi objetivo deste trabalho a construção de um gerador de campo magnético alternado para avaliação *in vitro* de hipertermia em cultura celular. Para seu desenvolvimento foi necessário estudar o funcionamento de equipamentos similares importados. Em seguida, foi constatada a existência de um aparelho de produção nacional e de custo acessível para uso industrial com a finalidade de aquecer metais, porém com o mesmo princípio de funcionamento destes equipamentos importados. Os circuitos foram construídos e modificados para o aquecimento de nanopartículas magnéticas. O protótipo foi construído e avaliado comparando-o com um equipamento importado destinado ao aquecimento de nanopartículas magnéticas. Foi comprovado que o protótipo aquece, acima de 41 °C, tanto a magnetita em tamanho micrométrico como a magnetita dispersa em água e com tamanho nanométrico. Também foi observado que a intensidade de campo magnético alternado e sua frequência provocam alteração nos perfis de aquecimento das nanopartículas magnéticas diluídas em água (ferrofluidos) a medida de sua proporção em comparação com a massa de água presente. O protótipo atingiu o valor de aquecimento para hipertermia demonstrando viabilidade técnica para implantação do piloto como gerador de campo magnético alternado nacional para estudo do uso de nanopartículas magnéticas no tratamento de câncer via hipertermia ou liberação controlada de fármacos.

Palavras-chave: Campo magnético alternado. Nanopartículas Magnéticas. Hipertermia.

ABSTRACT

The human body is made of millions of cells that reproduce through cell division and that, under normal conditions, is controlled, but in some situations the cells lose the capacity to control their own growth, forming what is known as a malignant tumor or cancer. There are several ways to treat cancer such as drugs, surgery, radiotherapy among others. Lately emerged a technique based on magnetic nanoparticles used in association to the hyperthermia. The new technique consists in insert magnetic nanoparticles in the diseased tissue and cause the destruction of cancer cells through its heating above 41 °C using an alternating magnetic field generators. Nowadays, only imported equipment is in the market at a high cost and made by complex electronic circuits. In order to nationalize and decrease the cost of this technology, the aim of this work was the construction of an alternating magnetic field generator for evaluation of hyperthermia *in vitro* in cell culture. It was necessary to evaluate how similar imported equipment works. As a started point model, a national industrial equipment used for melting metals was used. The circuits were built and modified for heating magnetic nanoparticles. The prototype was built and compared with the imported equipment used to heat magnetic nanoparticles. It was observed that the prototype heats the magnetite particles even in micrometric or nanometric sizes above 41°C. It was also observed a relation between the intensity of the alternating magnetic field and its frequency with the amount of water present as dispersion media for magnetic particles. The prototype was able to heat magnetic nanoparticles achieving a value of heating satisfactory to hyperthermia treatment. Thus, the feasibility to construct a pilot as national alternating magnetic field generator was proven.

Keywords: Alternating magnetic field. Magnetic nanoparticles. Hyperthermia.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Orientação dos domínios magnéticos.....	16
Figura 2 -	Divisão dos domínios magnéticos.....	16
Figura 3 -	Representação do spin na NPM.....	21
Figura 4 -	Representação típica de uma curva de magnetização de um material ferromagnético.....	24
Figura 5 -	Comparação da curva de histerese de diversos materiais.....	25
Figura 6 -	Curva de magnetização de nanopartículas superparamagnéticas.....	26
Figura 7 -	Ablação térmica por radio frequência em micro-ondas.....	27
Figura 8 -	Crescimento anormal dos vasos sanguíneos nos tecidos doentes.....	28
Figura 9 -	Aquecimento de nanopartículas magnéticas sob ação de um campo magnético alternado.....	30
Figura 10 -	Bobinas com um núcleo magnético.....	33
Figura 11 -	Componentes básicos de um sistema de indução.....	34
Figura 12 -	Gerador de campo magnético alternado para soldar metais.....	37
Figura 13 -	Metal aquecido por campo magnético alternado.....	38
Figura 14 -	Diagrama eletro-eletrônico do protótipo.....	40
Figura 15 -	Diagrama de blocos do protótipo.....	41
Figura 16 -	Diagrama unifilar do protótipo.....	42
Figura 17 -	Forma de onda teórica gerada na saída do integrado TL 494.....	43
Figura 18 -	Forma de onda nos terminais do HBD.....	45
Figura 19 -	Circuito oscilador.....	50
Figura 20 -	Circuito de acoplamento.....	50
Figura 21 -	Diagrama eletro-eletrônico do circuito eletrônico de potência.....	52
Figura 22 -	Circuito eletrônico de potência.....	52
Figura 23 -	Diagrama eletro-eletrônico do circuito eletrônico de controle.....	53
Figura 24 -	Circuito eletrônico de controle.....	54
Figura 25 -	Diagrama eletro-eletrônico sem o circuito de acoplamento.....	55
Figura 26 -	Forma de onda do terminal nove do TL 494.....	56
Figura 27 -	Forma de onda do circuito oscilador sem o circuito de acoplamento.....	57
Figura 28 -	Diagrama eletro-eletrônico com o circuito de acoplamento.....	58

Figura 29 -	Forma de onda do circuito oscilador com o circuito de acoplamento.....	59
Figura 30 -	Diagrama eletro-eletrônico do protótipo.....	60
Figura 31 -	Forma de onda do terminal nove do TL 494 da montagem final.....	61
Figura 32 -	Forma de onda do circuito oscilador da montagem final.....	62
Figura 33 -	Banco de capacitores do circuito oscilador.....	64
Figura 34 -	Indutor do circuito oscilador.....	64
Figura 35 -	Diagrama eletro-eletrônico modificado.....	65
Figura 36 -	Temperatura da magnetita com tamanho micrométrico.....	67
Figura 37 -	Temperatura da magnetita com tamanho nanométrico.....	68
Figura 38 -	Diagrama eletro-eletrônico do <i>half bridge</i>	77
Figura 39 -	Formas de onda geradas pelo <i>half bridge</i>	79
Figura 40 -	Formas de onda da zona número 1.....	81
Figura 41 -	Formas de onda da zona número 2.....	83
Figura 42 -	Formas de onda da zona número 3.....	85
Figura 43 -	Formas de onda da zona número 4.....	87
Figura 44 -	Transistor de Lilienfeld em 1928.....	90
Figura 45 -	Transistor MOSFET e seus terminais.....	91
Figura 46-	Simbologia utilizada para transistor MOSFET.....	92

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	-	Comportamento magnético do material.....	19
Tabela 2	-	Diferentes tipos de magnetismo.....	20
Tabela 3	-	Características dos capacitores utilizados.....	49
Tabela 4	-	Tensão e frequência da onda quadrada sem o circuito de acoplamento.....	56
Tabela 5	-	Tensão e frequência do circuito oscilador sem o circuito de acoplamento..	57
Tabela 6	-	Tensão e frequência do circuito oscilador com o circuito de acoplamento..	59
Tabela 7	-	Tensão e frequência da onda quadrada da montagem final.....	61
Tabela 8	-	Tensão e frequência do circuito oscilador da montagem final.....	62
Tabela 9	-	Comparação dos valores de temperatura entre o protótipo e o Magnetherm	63
Tabela 10	-	Tensão e frequência do circuito oscilador modificado.....	66
Tabela 11	-	Comparação dos valores de temperatura entre o protótipo modificado e o Magnetherm.....	66

LISTA DE SIGLAS

NP	- Nanopartícula
NPM	- Nanopartícula magnética
MOSFET	- <i>Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor</i>
CA	- Corrente alternada
RLC	- Resistor, indutor, capacitor
PWM	- <i>Pulse Width Modulation</i>
HBD	- <i>Half Bridge Drive</i>
CC	- Componente contínua
RMS	- <i>Root Mean Square</i>
USP	- Universidade de São Paulo
PCB	- Placa de circuito impresso

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	13
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	15
2.1 Nanopartículas Magnéticas	15
2.2 Classificação do Magnetismo na Matéria.....	17
2.3 Superparamagnetismo	21
2.4 Histerese Magnética	23
2.5 Hipertermia.....	26
2.6 Nanopartículas Magnéticas e Campo Magnético Alternado	28
2.7 Aquecimento por Indução.....	31
3 DESENVOLVIMENTO DO PROJETO	35
3.1 Objetivo	35
3.1.2 Objetivos Específicos	35
3.2 Justificativa.....	35
3.3 Descrição do Protótipo	36
3.3.1 Diagramas e Análise de Sinais.....	39
3.3.2 Descrição do Circuito Eletrônico de Controle.....	43
3.3.3 Descrição do Circuito Eletrônico de Potência.....	44
3.3.4 Descrição do Circuito de Acoplamento	46
3.3.5 Descrição do Circuito Oscilador.....	46
3.4 Construção do Protótipo	47
3.4.1 Construção do Circuito Oscilador	47
3.4.2 Construção do Circuito de Acoplamento.....	50
3.4.3 Construção do Circuito Eletrônico de Potência.....	51
3.4.4 Construção do Circuito Eletrônico de Controle	53
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES	55
4.1 Montagem do Protótipo sem o Circuito de Acoplamento	55
4.2 Montagem do Protótipo com o Circuito de Acoplamento.....	57
4.3 Montagem Final do Protótipo.....	60
4.4 Testes de Funcionamento do Protótipo.....	62
4.5 O Protótipo com um Novo Circuito Oscilador.....	63
4.6 Novos Testes de Funcionamento do Protótipo	65
5 CONCLUSÕES	70

6 PERSPECTIVAS FUTURAS.....	71
REFERÊNCIAS	72
APÊNDICE A- O Circuito em Meia-Ponte (<i>half bridge</i>).....	77
APÊNDICE B - O transistor MOSFET	90

1 INTRODUÇÃO

O conceito de nanotecnologia pode ser creditada a Richard Feynman, renomado físico americano que, em 1959, proferiu uma palestra no Instituto de Tecnologia da Califórnia [1]. Apesar de Feynman não ter utilizado em algum momento o prefixo nano (hoje ícone da moderna literatura científica), o físico sugeriu manipular e controlar coisas em escala atômica da maneira que desejarmos. Embora Feynman tenha previsto o início de uma nova ciência os termos nanotecnologia e nanomateriais só foram incorporados nos textos acadêmicos a partir de 1987 após os microscópios de tunelamento já terem sido construídos por Binnig e Rohrer no início da década de oitenta [2].

Deve-se ressaltar a diferença das terminologias utilizadas nesta área, pois nanotecnologia é um conjunto de procedimentos para a manipulação da matéria nesta escala para produzir entidades em escala nanométrica para fins práticos enquanto, que a nanociência estuda as propriedades das matérias com escala da ordem de 1 a 100 nm cujas propriedades estão relacionadas com a sua escala [3].

Existe uma diferença entre nanomateriais e nanopartículas. Geralmente as nanopartículas são nanomateriais da ordem de 100 nm que possuem propriedades únicas e diferentes dos mesmos materiais sólidos que as produziram [4]. Entretanto não há uma definição consensual sobre estas definições porque, por exemplo, um nanotubo de carbono, que possui forma cilíndrica, possui diâmetro de 3 nm mas seu comprimento atinge valores acima da escala nanométrica. Logo um nanotubo de carbono é considerado um nanomaterial e não uma nanopartículas [3].

As nanopartículas possuem uma gama variada de aplicações. Dentro delas se encontram as aplicações específicas para a medicina que podem ser usadas, por exemplo, para imagem por fluorescência para detecção de tumores, indutores de crescimento ósseo, transportadores de fármacos e de radiofármacos, todos já aplicados no mercado [5].

Referindo-se ao transporte de fármacos, as nanopartículas magnéticas (NPM) são investigadas há algum tempo pelos estudiosos da oncologia que as utilizam para este fim, como condutora dos medicamentos até as células cancerosas. Quando as nanopartículas magnéticas localizam-se no interior das células doentes um campo magnético alternado externo é aplicado na região onde está o tumor e a indução magnética produz oscilações magnéticas das NPM fazendo com que as mesmas se aqueçam liberando um fármaco que

esteja em uma matriz polimérica sobre a superfície das NP ou causando a morte celular pelo próprio aquecimento da nanopartícula. Desta maneira, atacam as células doentes duas vezes: pelo calor (hipertermia) e pela liberação do fármaco.

O calor tem sido sempre objeto de atenção da ciência médica e a sua ação em tecidos é conhecida como hipertermia, que é um procedimento terapêutico empregado para proporcionar aumento de temperatura em uma região do corpo que esteja afetada por uma neoplasia com o objetivo de causar a lise das células cancerosas. O tratamento da hipertermia baseia-se no princípio de que em temperaturas acima de 41 °C pode-se destruir diretamente as células tumorais, uma vez que estas são menos resistentes a aumentos bruscos de temperatura do que as células normais [6].

O aquecimento dos tecidos por hipertermia pode ser conseguido mediante a aplicação de um campo magnético alternado externo capaz de promover o aquecimento de NPM presentes nos tecidos cancerígenos.

A hipertermia obtida através do aquecimento de nanopartículas vem sendo avaliada experimentalmente em ensaios laboratoriais. Atualmente, poucos equipamentos estão disponíveis no mercado para testes em laboratório, sendo que um deles denominado Magnetherm, da empresa Nanotherics [7] aplica campo magnético alternado e frequência variável na faixa de KHz. Entretanto, trata-se de um equipamento importado e de alto custo de aquisição.

A fim de construir um equipamento nacional e tornar a aquisição deste aparelho para uso em laboratório mais acessível aos pesquisadores, foi objetivo deste trabalho construir um gerador de campo magnético alternado para avaliação *in vitro* de cultura celular. A observação do equipamento importado inspirou o desenvolvimento de um protótipo cujos circuitos eletroeletrônicos foram adaptados de outro equipamento nacional projetado para aquecimento de metais.

O primeiro passo para a construção do protótipo é do desenvolvimento do indutor que gera o campo magnético alternado, cuja geometria deve distribuir o campo magnético de forma a atingir um tubo plástico contendo nanopartículas magnéticas em suspensão. O segundo passo é desenvolver os circuitos eletrônicos para fornecer os sinais elétricos ao indutor de forma que se tenha um controle eficaz da intensidade do campo magnético. Finalmente faz-se a adaptação do protótipo para aplicação em cultura celular.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Nanopartículas Magnéticas

As nanopartículas magnéticas são sistemas formados por grãos (mono ou multidomínios) da ordem de nanômetros (10^{-9} m) que, por encontrarem-se no estado molecular de sólidos estendidos, possuem propriedades físicas e químicas, fortemente dependentes do tamanho, morfologia e estrutura [8].

Neste ponto, vale ressaltar que um nanomaterial é qualquer material que tenha escala de 1 a 100 nm e que apresenta propriedades ausentes tanto em nível molecular quanto na substância em estado sólido por ter uma dimensão crítica nesta faixa [3].

Nanopartículas possuem uma área superficial grande em relação ao seu volume que é uma característica vantajosa para torná-las funcionais ou para sua utilização no transporte de substâncias [8]. Quando se esta na escala nanométrica, chega-se a obter partículas tão pequenas que a quantidade de átomos na superfície é maior do que a quantidade de átomos no interior da partícula. Desta forma, a superfície passa a ter um papel mais importante do que o interior das partículas.

Uma das propriedades mais importantes das NPM é a de proporcionar a formação de monodomínios magnéticos [6]. Para entender o conceito de monodomínios magnéticos considera-se a teoria de Weiss, que em 1929 introduziu o conceito de domínios magnéticos. Segundo Weiss, o interior de um material magnético pode estar dividido em várias regiões magnetizadas, não visíveis a olho nu, chamadas de domínios magnéticos. Em cada região destas, a intensidade da magnetização e a direção é a mesma, mas em diferentes domínios as direções podem ser diferentes o que faz com que se anulem entre si e tornem o material como um todo, sem magnetismo como mostrado na Figura 1a. Contudo, com a aplicação de um campo magnético externo, os domínios magnéticos do material se orientam sobre uma mesma direção conforme Figura 1b, e o magnetismo total será a soma de cada domínio magnético [9].

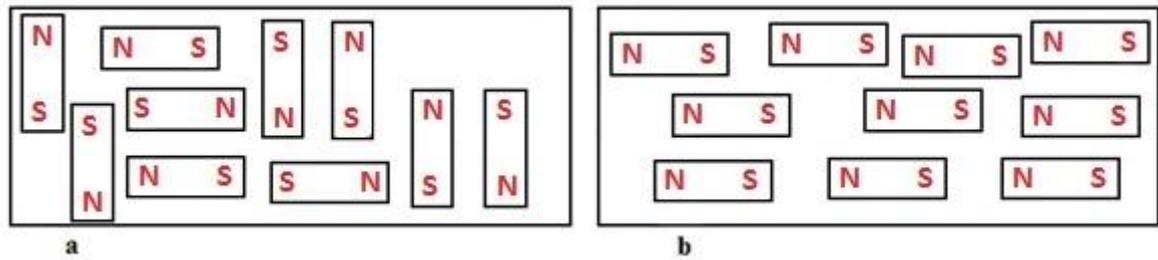


Figura 1 – Orientação dos domínios magnéticos:
 a) domínios magnéticos desorientados.
 b) domínios magnéticos orientando-se por um campo magnético externo.
 Fonte: Do autor.

Tomando-se um material magnético massivo e dividindo-o em partes, obtêm-se novos pedaços que apresentam cada um deles campo magnético nulo devido à redistribuição do magnetismo dos domínios magnéticos como mostrado na Figura 2a. Efetuando-se sucessivas divisões do mesmo material até que possua tamanho da ordem de 10^{-9} metros, tem-se domínio magnético único orientado em uma única direção chamado de monodomínio magnético como mostrado na Figura 2b. A obtenção de NPM a partir de materiais massivos é possível via moagem de alta energia, entretanto, a forma mais fácil de obtê-las é via processos químicos de síntese, como co-precipitação.

Diferentemente dos materiais massivos, que se dividem em múltiplos domínios magnéticos, as NP menores que um dado tamanho crítico passam a constituir um único domínio magnético porque em escala nanométrica a estrutura e a largura da parede que o delimita, diminui. Existe um diâmetro crítico abaixo do qual há formação de monodomínios magnéticos que não apresentam magnetização remanente, e apenas se comportarão como magnéticos na presença de um campo externo [8].

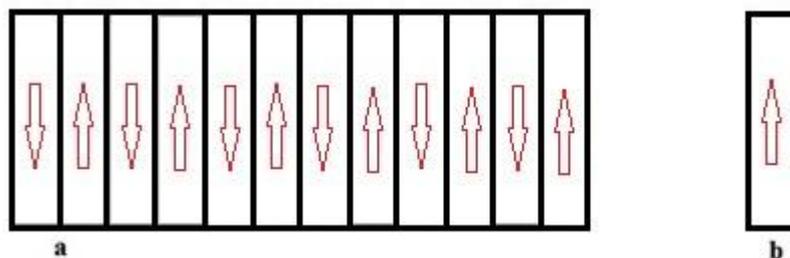


Figura 2 – Divisão dos domínios magnéticos.
 a) Acima do tamanho crítico.
 b) Abaixo do tamanho crítico.

Fonte: Do autor.

Além da formação dos monodomínios magnéticos, outras características das NPM são a grande área de superfície em relação ao volume e sua utilização para o transporte de

fármacos ou princípios ativos apresentando seletividade aos alvos no sistema biológico [6,8].

2.2 Classificação do Magnetismo na Matéria.

Existe a tendência de se considerar como materiais magnéticos somente o ferro, cobalto e o níquel, pois eles possuem propriedades magnéticas acentuadas em comparação com outros materiais. Contudo todas as substâncias sejam elas sólidas, líquidas ou gasosas mostram alguma característica magnética, propriedade básica de qualquer material [9]. Michael Faraday, cientista inglês, provou em 1845 que a luz plano polarizada é afetada pelo campo magnético [10].

Faraday foi o primeiro a utilizar o termo campo magnético e fez várias contribuições ao estudo do magnetismo sendo determinada por ele a lei da indução magnética além da caracterização de vários materiais segundo o seu comportamento magnético [11].

Os materiais magnéticos exercem um papel particularmente importante na vida cotidiana devido às numerosas aplicações tecnológicas que se baseiam em suas propriedades e podem ser classificados conforme reagem a um campo magnético. Porém para compreender-se melhor sua classificação é necessário conhecer os conceitos de permeabilidade magnética e de susceptibilidade magnética.

Entende-se como permeabilidade magnética, μ , a propriedade característica de cada material em permitir a existência de linhas de indução magnética em seu interior. Quanto maior for a permeabilidade de um material mais facilmente as linhas de indução percorrem seu interior, ou seja, mais permeável o material será em relação as linhas de campo [14]. Obtém-se permeabilidade relativa μ_r de um material através da relação dada pela Equação 1:

$$\mu_r = \frac{\mu}{\mu_0} \quad (1)$$

em que:

μ_r = Permeabilidade relativa (adimensional).

μ = Permeabilidade magnética do material (Wb/A.m)

μ_0 = Permeabilidade magnética do vácuo (Wb/A.m)

Logo, se um material possui $\mu_r=1000$, isso indica que em seu interior é possível permitir um número de linhas mil vezes maior que do que aquelas induzidas no vácuo.

Já a susceptibilidade magnética χ , é uma grandeza que caracteriza um material magnético segundo a ocorrência ou não da magnetização e mensura a capacidade de um material magnetizar-se sob ação do campo externo. A susceptibilidade magnética depende da magnetização M e da intensidade do campo externo H , conforme Equação 2.

$$\chi = \frac{M}{H} \quad (2)$$

em que:

χ = Susceptibilidade magnética(adimensional)

M = Magnetização(A/m)

H = Campo magnético externo(A/m)

O campo magnético H é externo e está relacionado à corrente elétrica que o cria, por exemplo, através de um solenoide. Entretanto, não se deve confundir H com indução magnética B . A indução magnética B é resultado do campo magnético H mais a magnetização M do meio [15].

A Equação 3 relaciona as três variáveis.

$$B = \mu_0 (H + M) \quad (3)$$

em que:

B = Indução magnética (T)

Unindo-se as Equações 1 e 3 obtém-se a Equação 4.

$$B = \mu H \quad (4)$$

A permeabilidade μ do material é então definida através da Equação 5.

$$\mu = \mu_0 (1 + \chi) \quad (5)$$

Conhecidas estas variáveis pode-se classificar o tipo de comportamento magnético dos materiais com relação à susceptibilidade magnética de acordo com a Tabela 1 [11].

Tabela 1 – Comportamento magnético do material

Comportamento magnético do material	χ (adimensional)	μ (Wb/A.m)
Diamagnético	< 0	< 1
Paramagnético	> 0	> 1
Ferromagnético	$\gg 0$	$\gg 1$
Ferrimagnético	$\gg 0$	$\gg 1$
Antiferromagnético	> 0	> 1

Fonte: NOVAK (2005, p.4)

Os Materiais como bismuto, ouro e outros que quando submetidos a um campo magnético externo são repelidos, e não se alinham com o campo, se classificam como diamagnéticos. É o tipo mais fraco de resposta magnética de um sistema, caracterizado por susceptibilidade negativa (justificada pela lei de Lenz).

Os materiais como alumínio, a platina, potássio e outros que quando introduzidos num campo magnético externo todos os dipolos magnéticos elementares do material tendem a ficar alinhados com o campo se classificam com paramagnéticos. É um tipo fraco de resposta magnética com susceptibilidade positiva e pequena que dependendo da sua origem tem forte dependência com a temperatura.

Materiais como o ferro, níquel e outros que quando submetidos a um campo magnético externo acontece um efeito especial que permite um alto grau de alinhamento dos dipolos elementares com o campo são classificados como ferromagnéticos. É um tipo forte de resposta magnética que apresenta grande susceptibilidade magnética positiva caracterizado por magnetização espontânea abaixo da temperatura de Curie. Possuem momentos de dipolos magnéticos intrínsecos altamente interagentes que se alinham paralelamente entre si.

Materiais como ferrites, magnetitas e em geral óxidos metálicos possuem propriedades magnéticas fortes. São chamados de Ferrimagnéticos. Eles apresentam grande susceptibilidade positiva que em sólidos apresenta campo magnético associados a átomos individuais que se alinham espontaneamente, alguns de forma paralela, ou na mesma direção e outros antiparalelos ou emparelhados em direções opostas.

Finalmente materiais como o manganês e o cromo possuem propriedades magnéticas entre o ferromagnetismo e o antiferrimagnetismo com relação a um campo aplicado externamente. O antiferromagnetismo apresenta susceptibilidade magnética pequena e

positiva e é originado pela interação entre spins que tende a alinhar os momentos magnéticos em direções opostas cancelando-os se tem o mesmo valor absoluto ou reduzindo-os se são distintos. [9, 11, 13, 15]

Estudos comprovam que a classificação de qualquer material magnético está relacionada diretamente com sua estrutura eletrônica. Materiais que possuem ordenamento magnético caracterizado por uma interação de longo alcance entre os momentos magnéticos atômicos, causando o alinhamento espontâneo são chamados de ferro-, ferri-, ou antiferromagnéticos [12].

Tabela 2 – Diferentes tipos de magnetismo.

Formação espontânea de domínio	(a) Ferromagnetismo	 Momentos dos átomos individuais alinhados.
	(b) Antiferromagnetismo	 Momento alternado de átomos vizinhos.
	(c) Ferrimagnetismo	 Momentos alternados desiguais.
Sem domínio	(d) Paramagnetismo	Sem ordem de longo alcance, alinhamento paralelo ao campo aplicado.
	(e) Diamagnetismo	Sem ordem de longo alcance, alinhamento oposto ao campo aplicado.

Fonte: JACINTHO (2007, p.14)

A Tabela 2 apresenta a classificação dos materiais magnéticos de acordo com os spins. Para a maioria dos átomos e íons, os efeitos magnéticos dos elétrons, incluindo aqueles devidos ao spin e ao movimento orbital, se anulam, de modo que os átomos e íons como um todo não são, em geral, magnéticos. Materiais como estes não exibem efeitos magnéticos. Para outros átomos e íons, entretanto, os efeitos magnéticos dos elétrons não se compensam, o

que faz com que eles possuam um momento magnético μ [13].

2.3 Superparamagnetismo

O magnetismo de pequenas partículas é bem descrito pela teoria do superparamagnetismo, introduzida por Bean e Livingston em um trabalho de 1959 [16]. Classificação referente a um material que apresenta propriedades diferentes, que não são apresentadas nos materiais massivos, o superparamagnetismo está presente nas partículas nanométricas constituídas por um único domínio (monodomínio). A maioria das nanopartículas magnéticas desenvolvidas com tamanho menor que 50 nm são superparamagnéticas, isto é, exibem propriedades magnéticas apenas na presença de um campo magnético externo. As NPM de magnetita Fe_3O_4 e de óxidos mistos de MnFe_2O_3 obtidas por síntese química tem tamanho de 12 nm e 20 nm respectivamente [6].

O termo superparamagnetismo foi introduzido com este nome para inferir uma analogia entre o comportamento do pequeno momento magnético de um único átomo paramagnético e o de um momento magnético muito maior de uma partícula nanométrica que surge do acoplamento ferromagnético de muitos spins atômicos no monodomínio, como mostra a Figura 3. [8,17]

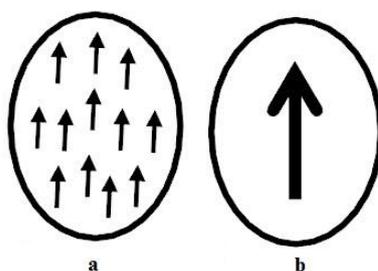


Figura3 – Representação do spin na NPM.

- a) do acoplamento ferromagnético de Spin no interior de uma nanopartícula
- b) e analogia com um único grande momento magnético total

Fonte: ALVES (2007, p.3)

As nanopartículas sob a ação de um campo magnético alternado externo, oscilam porém não apresentam magnetismo remanente, pois como são monodomínios não haverá interações fortes resultantes de movimentos de paredes (anisotropia) que nos materiais

micrométricos (multidomínios) dificulta a restituição da orientação inicial dos domínios.

As partículas são consideradas monodomínios abaixo de um determinado raio crítico R_c , geralmente de 3 a 50 nm obtidos a partir da Equação 6.

$$R_c = 9 \frac{(A \times Ku)^{1/2}}{\mu_0 \times Ms^2} \quad (6)$$

em que:

A = Energia de troca(J)

Ku = Constante anisotrópica (adimensional)

μ_0 = Permeabilidade magnética do vácuo (Wb/A.m)

Ms = Magnetização de saturação ou específica do material (A/m)

Valores típicos para R_c são cerca de 15nm para o ferro, 35 nm para o cobalto e 30 nm para FeO_3 .

A magnitude do momento magnético m das nanopartículas ferromagnéticas é proporcional ao seu volume e apresenta valores da ordem de $10^3 - 10^5$ μB . Normalmente admite-se um formato elipsoidal em que os momentos magnéticos tendem-se a alinhar na direção da menor energia anisotrópica que é usada para descrever a dependência da energia interna na direção da magnetização espontânea, criando fortes e fracas direções de magnetização. Entretanto a magnetização total de um sistema de nanopartículas prefere seguir o eixo de magnetização fraca [18].

O comportamento físico e químico das nanopartículas e a sua possibilidade de aplicação tecnológica são determinados pela dimensão, a forma e a uniformidade das partículas. A forma das nanopartículas pode afetar as suas propriedades de maneiras diferentes. A teoria clássica da eletrodinâmica afirma que uma magnetização homogênea só pode ser obtida por partículas elípticas em que qualquer variação ou distorção de tal forma pode aumentar a anisotropia desestabilizando o estado de domínio magnético único [30]

Para aplicação biomédica prefere-se o uso de NPM em ferrofluido. Os ferrofluidos são suspensões coloidais estáveis em que as NPM superparamagnéticas são revestidas por tensoativos, em uma suspensão de fluido constituído de solvente orgânico ou água [30]. Prefere-se o uso de nanopartículas que apresentam comportamento superparamagnético à temperatura do corpo humano (36 °C), pois caso contrário, partículas magnéticas não superparamagnéticas poderão resultar em agregação devido à remanência magnética, causando a instabilidade da suspensão magnética e consequente embolia capilar pela

agregação de partículas [6].

Nanopartículas que apresentam comportamento superparamagnético na temperatura do corpo humano são as mais estudadas, devido à ausência de remanência magnética e por apresentarem rápidas mudanças no estado magnético quando na presença de campo magnético externo [19].

2.4 Histerese Magnética

O estudo da magnetização dos materiais massivos (*bulk*) ferro e ferrimagnéticos é de grande importância. O processo de magnetização de um ferromagneto pela aplicação de um campo magnético provoca a orientação e o rearranjo de domínios magnéticos que produzem perdas de energia na forma de calor [20].

Pode-se realizar o estudo da magnetização dos materiais massivos inserindo uma pequena porção destes materiais no interior de um solenoide, tornando-o núcleo do sistema. Fazendo percorrer uma corrente elétrica na bobina e utilizando-se de um osciloscópio pode-se coletar dados e construir um gráfico da intensidade do campo magnético aplicado H pela magnetização M cujo comportamento recebe o nome de histerese magnética [21].

A histerese é um fenômeno eletromagnético e a área do interior de seu gráfico representa a perda de energia magnética por unidade de volume do material, a cada ciclo de magnetização-desmagnetização: essa perda de energia é manifestada na forma de calor, é gerada no interior da amostra magnética e é capaz de aumentar a sua temperatura [20].

A Figura 4 é uma representação típica da curva de magnetização de um material ferromagnético.

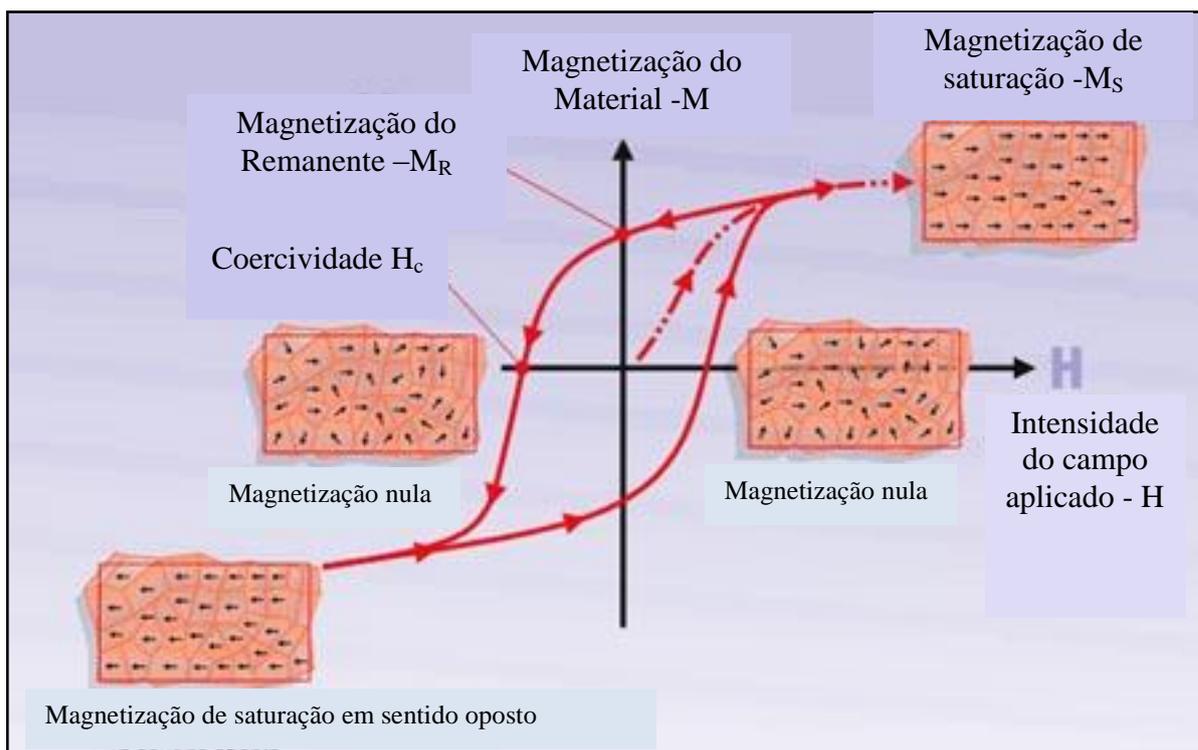


Figura 4 – Representação típica de uma curva de magnetização de um material ferromagnético.
Fonte: SANTOS (2007, p.1)

O gráfico pode ser obtido a partir de um experimento em que uma fonte variável de corrente elétrica contínua é conectada nos terminais de um solenoide. A corrente elétrica induz um campo magnético H (representado no eixo das abscissas) que faz orientar os domínios magnéticos do material no núcleo do solenoide produzindo uma magnetização M (representado no eixo das ordenadas) do material. À medida que a corrente elétrica é aumentada, os domínios magnéticos se orientam na mesma direção do campo H e atingem um ponto máximo de magnetização denominada Magnetização de Saturação M_S (curva pontilhada da Figura 4).

Diminuindo-se o valor da corrente elétrica, a magnetização diminui até atingir um ponto em seu próprio eixo que é chamado magnetização remanente M_R , mostrado na Figura 4 no ponto M_R . A magnetização remanente é o magnetismo residual já que há retenção do magnetismo (memória magnética) nos domínios magnéticos do núcleo [22]. Invertendo-se a corrente elétrica do solenoide o campo magnético H faz orientar os domínios magnéticos do núcleo em sentido contrário.

Na sequência observa-se que a curva faz outro percurso até que a magnetização se anule para um valor de campo magnético H , chamado de Campo Coercitivo H_C , mostrado na Figura 4 no ponto H_C . Continuando a aumentar o valor da corrente elétrica aplicada inversamente chega-se a um novo ponto máximo em que a magnetização encontra-se

novamente saturada em sentido oposto.

Invertendo-se novamente o sentido da corrente elétrica, a curva percorre outro caminho fechando-se o ciclo e obtendo-se o gráfico característico da histerese.

Materiais diferentes entre si exibem curvas de magnetização diferentes. A Figura 5 apresenta um exemplo dessa comparação [23].

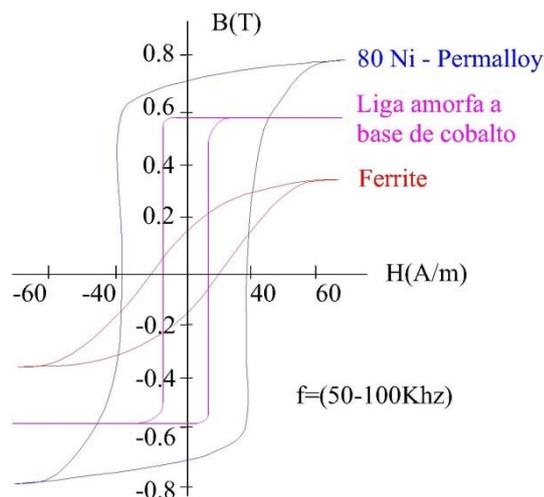


Figura5 – Comparação da curva de histerese de diversos materiais.
Fonte: CASTRO (2009, p.24)

Como se pode observar, à medida que a área do gráfico aumenta o campo magnético coercitivo H_C também aumenta.

A Figura 6b apresenta o gráfico característico da magnetização das nanopartículas magnéticas submetidas a um campo magnético alternado. Embora o gráfico se assemelhe à forma da Figura 6a, nota-se a ausência da magnetização remanente M_R , fenômeno do superparamagnetismo. Assim as NPM sob campo magnético alternado aquecem-se devido a dois mecanismos. O primeiro deve-se à energia liberada pelo o atrito entre elas e com o meio circundante, sendo necessário que o ciclo seja repetido várias vezes para se obter uma transferência de calor suficiente. E o segundo mecanismo, devido à oscilação relativa à orientação-desorientação dos momentos magnéticos no campo alternado [24].

É justamente a ausência do campo coercitivo H_C em NPM que torna seu uso ideal na aplicação conjunta com medicamentos, por apresentarem os limites fisiológicos suportados pelos seres humanos em torno de 15 KA/m para campo magnético e 1,2 MHz para frequência [25].

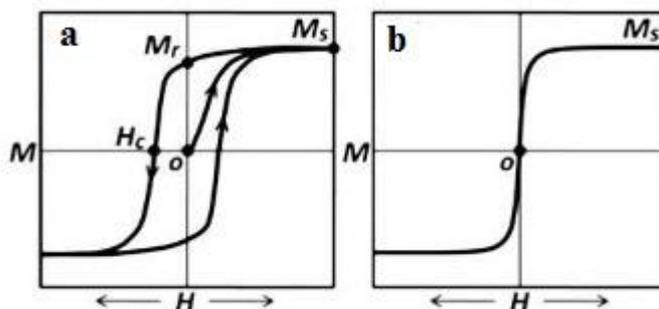


Figura6– Curva de magnetização de nanopartículas superparamagnéticas

a) Nanopartícula ferromagnética

b) Nanopartículas superparamagnéticas

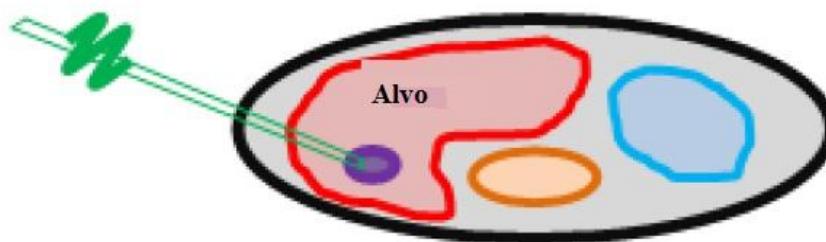
Fonte: FAVARO (2012, p.8)

2.5 Hipertermia

Na literatura médica há duas definições diferentes para o termo hipertermia. A primeira está relacionada à condição clínica, associada com o termo “hipertermia maligna” decorrente do uso de anestésicos. A segunda, relacionada com a terapia médica através de calor em que a temperatura dos tecidos é artificialmente elevada para obter algum tipo de benefício terapêutico [26]. Um das aplicações da hipertermia para terapia é na oncologia.

A hipertermia oncológica consiste no uso de fontes de calor com o objetivo de obter um aumento de temperatura de determinados órgãos que se desejam atingir. Desta maneira é possível conseguir uma maior sensibilidade das células doentes em relação à atividade das substâncias químicas, otimizando os efeitos da quimioterapia ou da ação das radiações ionizantes e melhorando os resultados da radioterapia [27].

A hipertermia é considerada uma terapia suplementar para os tratamentos de quimioterapia e radioterapia, como ultrassom focalizado de alta intensidade, rádio frequência, micro ondas e laser que, embora também elevem a temperatura dos tecidos são denominadas técnicas de ablação porque diferem da hipertermia com respeito à temperatura e à duração do tratamento. A ablação térmica geralmente fornece temperaturas acima de 55° C por curtos períodos de tempo (de alguns segundos a um minuto), e na maioria das vezes, possuem uma sonda em forma de agulha colocada diretamente no tumor.



Frequência de aplicação de 2450 MHz.
Uma antena bipolar é necessária

Figura 7 – Ablação térmica por radio frequência em micro-ondas.
Fonte: HUANG (2011, p.6)

A Figura 7 ilustra um modelo de ablação térmica por micro-ondas em que as ondas eletromagnéticas produzem 60 W de energia em uma faixa de 900 a 2450 MHz gerando calor por atrito a partir da agitação das moléculas polares da água passando através de seus tecidos e causando mudanças na sua orientação de acordo com o campo magnético. Em contrapartida a hipertermia é um tratamento por aquecimento que atinge 41 a 45 ° C em períodos de tempo de 30 a 60 minutos através de meios externos. Um dos métodos modernos de aplicação da hipertermia é a sua associação às nanopartículas magnéticas a fim de gerar calor local, resultando na liberação de fármacos encapsuladas dentro de matrizes poliméricas utilizadas como transportadoras. Nanopartículas podem levar maiores e mais efetivas doses de agentes químicos terapêuticos para as células malignas, minimizando os efeitos tóxicos nos tecidos saudáveis e reduzindo os efeitos colaterais [28].

As pesquisas que objetivaram converter energia magnética em térmica através das NPM surgiram a partir de 1957. Desde então sua abordagem evoluiu no campo das ciências médicas e hoje as NPM são usadas para hipertermia com um número considerável de vantagens comparadas ao tratamento de hipertermia convencional. As células cancerosas absorvem as NPM aumentando assim a eficácia da hipertermia, fornecendo calor terapêutico diretamente a elas. Também as NPM podem ser direcionadas por meio de agentes de ligação específicos ao câncer tornando o tratamento muito mais eficaz e seletivo, já que as frequências dos campos magnéticos alternados utilizados passam inofensivamente através do corpo e geram calor apenas nos tecidos que contém as NPM. Além disso podem cruzar, de forma eficaz, a barreira sangue-cérebro e serem usadas para o tratamento de tumores cerebrais. Por produzirem aquecimento sob estimulação por campo magnético alternado externo sua ação é menos invasiva ao paciente. E por último, devido ao seu tamanho que permite uma fácil passagem para vários tumores cujos tamanhos dos poros estão na faixa de 380 – 780 nm. Estas características adicionais abrem novas possibilidades para o

desenvolvimento de novas aplicações multifuncionais para muitas doenças [29].

2.6 Nanopartículas Magnéticas e Campo Magnético Alternado

Dentre as terapias utilizadas como tratamento para o câncer, tais como, cirurgia, radioterapia e quimioterapia, a hipertermia se apresenta como menos danosa. Uma particularidade que distingue um tecido canceroso de um tecido normal é a distribuição de vasos sanguíneos que crescem de forma anormal como mostra a Figura 8. Em tecidos normais os vasos sanguíneos permitem a dissipação de calor presente por meio de um mecanismo de dilatação fisiológica, o que não acontece em tecidos cancerosos. Desta forma, sob aplicação de calor as células cancerosas vem a morrer por stress térmico [30].

A grande vantagem da hipertermia sobre outras terapias ocorre justamente devido a esta particularidade pois, neste tipo de tratamento, o calor liberado afeta pouco os tecidos normais, mas ataca diretamente os tecidos doentes e o conjunto proporciona menores efeitos colaterais ao indivíduo sob tratamento. O que não ocorre, por exemplo, na radioterapia, em que a radiação ataca tecidos doentes e também afetam os saudáveis.

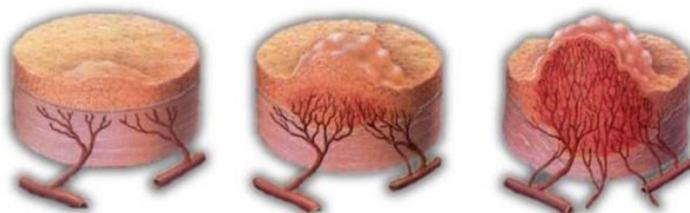


Figura8 - Crescimento anormal dos vasos sanguíneos nos tecidos doentes.
Fonte: COLUCCI (2012, p.2)

Para investigar a terapia com campo magnético alternado pesquisadores investigaram sua atuação em modelos que consistiam de numerosas regiões homogêneas contendo tecidos com tumor e tecidos saudáveis. Para isso utilizaram-se dos ferrofluidos em que as NP se encontram num líquido de base aquosa ou oleosa, geralmente recobertas com uma camada orgânica. Estes modelos indicaram a dosagem adequada de ferrofluido e sua distribuição no tumor assim como a dosagem do campo magnético aplicado, revelando que, para otimizar o tratamento, a dosagem do ferrofluido deve ser mínima e ainda prover suficiente aquecimento. Pesquisas determinam um valor adequado de tamanho e tipo de ferrofluido a ser utilizado assim como a resposta térmica do tecido em relação ao tratamento [31].

As nanopartículas magnéticas dissipam calor através das relaxações de Brownian e Néel. A intensidade e frequência do campo magnético alternado aplicado, assim como as propriedades magnéticas das nanopartículas, desempenham papel importante na geração de calor e sua dissipação. O tamanho das nanopartículas, sua magnetização de saturação e sua constante anisotrópica devem ser consideradas [24].

As NPM sintetizadas a partir de materiais ferrosos são muito utilizadas porque, além de não serem tóxicas apresentam uma grande magnetização de saturação e alta temperatura de Curie (1043 °K). Variando seu tamanho altera-se sua capacidade de gerar calor fazendo determinar um tamanho adequado de nanopartícula para um determinado conjunto de condições.

Ao tomar-se um sistema com densidade constante e processo adiabático, pode-se determinar através de equações matemáticas envolvendo análise termodinâmica uma equação que indica a quantidade de energia no tempo (potência) que as nanopartículas são capazes de gerar se expostas a uma intensidade conhecida de campo magnético alternado. Esta intensidade é calculada através da Equação 7:

$$P = \mu_0 \times \pi \times X \times F \times H_0^2 \quad (7)$$

em que:

P =Dissipação de potência (W)

μ_0 = Permeabilidade magnética do vácuo que vale $4 \times \pi \times 10^{-7}$ (Wb/A.m)

X =Módulo da componente imaginária da susceptibilidade magnética (adimensional).

F =Frequência do campo aplicado (Hz)

H_0 = intensidade do campo alternado aplicado (A/m)

Por outro lado através de uma investigação paramétrica pode-se constatar a influência de H_0 , F , e R (raio da nanopartícula) em hipertermia magnética em um tecido preenchido com ferrofluido. Sua variação de temperatura é dada por [25]:

$$\frac{dT}{dt} = \frac{P}{\delta \times c} \quad (8)$$

em que:

dT/dt = Variação da temperatura no tempo (adimensional).

δ = Densidade do ferrofluido (Kg/m³)

c = Capacidade calorífica do ferrofluido (J/Kg.°C)

A equação anterior pode ser expressa em termos adimensionais de parâmetro de elevação de temperatura:

$$\left(\frac{dT}{dt}\right)^* = \frac{t^*}{J \times F_o} \quad (9)$$

em que:

* = parâmetro não dimensional

t^* = tempo normalizado

J = número de Joules que representa a razão entre a energia de aquecimento para energia do campo magnético

F_o = número formado através de série de Fourier (definido por outra equação).

Para um melhor resultado do campo magnético externo é necessária adequada susceptibilidade magnética do ferrofluido, o que depende de suas propriedades magnéticas e da geometria das nanopartículas. Em 2010, Ravi Kappiyoor escreveu um trabalho em que fez diversas combinações entre materiais diferentes, com raios diferentes, com variação de frequência e de intensidade de campo magnético confirmando a necessidade dessa susceptibilidade como demonstram os gráficos abaixo, resultados de suas experiências [25].

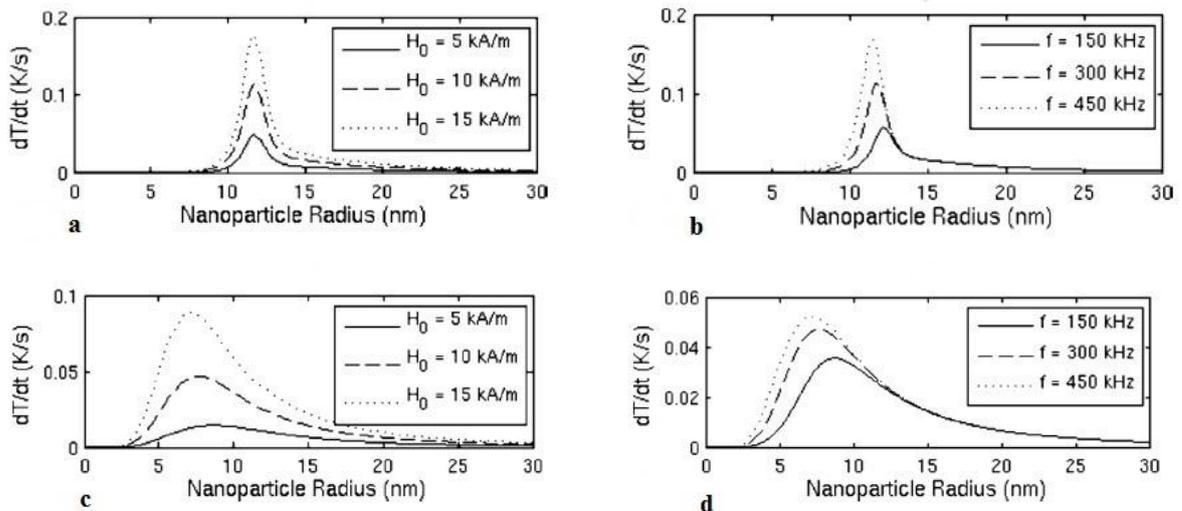


Figura 9 – Aquecimento de nanopartículas magnéticas sob ação de um campo magnético alternado.

a) Maghemita a frequência constante de 300 KHz

b) Maghemita a intensidade de campo magnético constante a 10 K.A/m

c) Boro-ferrite a frequência constante de 300 KHz

d) Boro-ferrite a intensidade de campo magnético constante de 10 K.A/m

Fonte: KAPPIYOOR (2010, p.3)

O resultado é que variando-se o raio das nanopartículas e a intensidade de campo magnético e mantendo-se a frequência constante a 300 KHz, Figura 9a e 9c, assim como, variando o raio e a frequência e mantendo-se a intensidade de campo magnético constante em 10 KA/m, Figura 9b e 9d, nota-se que a variação de temperatura pelo tempo, na maghemita, é superior ao do boro-ferrite. Depois de um estudo mais profundo pelo autor concluiu-se que a maghemita pode aquecer o tumor acima de 41°C mantendo os tecidos saudáveis, próximos ao tumor, a uma temperatura abaixo deste valor, enquanto que o boro-ferrite não fornece calor suficiente para tratar o tecido doente. A Equação 8, usada para simular essa taxa de aquecimento e o resultado do experimento prova que alguns materiais apresentam melhor susceptibilidade que outros, como acontece com a maghemita em relação ao boro-ferrite.

O experimento de Kappiyoor simulou as condições em que nanopartículas na presença de 5, 10 e 15 KA/m e frequências de 150, 300 e 450 KHz de forma que o produto de $H.f$ produzisse um valor que não ultrapasse a intensidade do campo magnético suportada por um humano sem danificar as suas células, 15 KA/m. Altas frequências e grande intensidade de campo magnético produzem grande hipertermia e, levando em conta a segurança para os seres humanos, é desejável obter resultados para 10 KA/m e 300 KHz para intensidade de campo magnético e frequência, respectivamente [25].

Identificados os fatores que influenciam o aquecimento das NPM o experimento do pesquisado supracitado examinou o aquecimento do ferrofluido em um modelo onde um tecido com formato esférico possuía em seu núcleo uma região doente, que foi seletivamente carregada com o ferrofluido, de forma que o mesmo experimentou aquecimento acima de 41 °C, mantendo as temperaturas nos tecidos saudáveis abaixo deste valor.

Sendo assim, os experimentos desenvolvidos neste trabalho propôs-se a aplicar as teorias estudadas a fim de construir um equipamento que gera campo magnético alternado de forma apropriada que, ao oscilar as nanopartículas presentes no ferrofluido, provocarão o aquecimento de células doentes.

2.7 Aquecimento por Indução

O primeiro cientista a observar o fenômeno da indução eletromagnética foi Michael Faraday no ano de 1831. O cientista inglês observou que colocando-se duas bobinas próximas uma da outra e fazendo-se percorrer uma corrente elétrica alternada por uma delas, havia tensão

induzida na outra devido à variação do fluxo magnético em seu interior.

Com este experimento Faraday determinou uma lei que rege o fenômeno da indução eletromagnética: A força eletromotriz, ε induzida em um circuito é igual a taxa de variação do fluxo magnético pelo tempo. [13]

A Equação 10, abaixo define matematicamente o fenômeno da indução determinado por Faraday.

$$\varepsilon = \frac{\Delta \Phi_B}{\Delta T} \quad (10)$$

Onde:

ε = força eletromotriz (V)

$\Delta \Phi_B$ = variação do fluxo magnético (Wb/s)

ΔT = tempo (s)

O sinal negativo da Equação 10 é uma consequência da lei de Lenz que afirma que o sentido da corrente elétrica induzida é aquele que tende a se opor à variação do fluxo através da espira [37].

Existem várias equações matemáticas de acordo com diversos princípios eletromagnéticos determinados por cientistas como Oersted, Amperè, Lenz entre outros. Utilizando-se destas equações é possível demonstrar que fazendo-se percorrer uma corrente elétrica em um condutor elétrico há geração de um campo magnético criando linhas de indução ao seu redor. Se os enrolarmos em uma forma cilíndrica teremos um solenoide. A Figura 10 representa um experimento em que dois solenoides estão em posições diferentes, unidos através de um núcleo magnético. Uma corrente elétrica alternada $I_1(t)$ é injetada na bobina esquerda através de um gerador e produz linhas de indução que provocam um fluxo magnético Φ no interior do núcleo. Através dos conceitos de permeabilidade magnética e susceptibilidade magnética o fluxo Φ é transportado de um lado a outro e teremos tensão induzida $V_2(t)$ na outra bobina, bem como dissipação de energia em forma de calor no interior do núcleo.

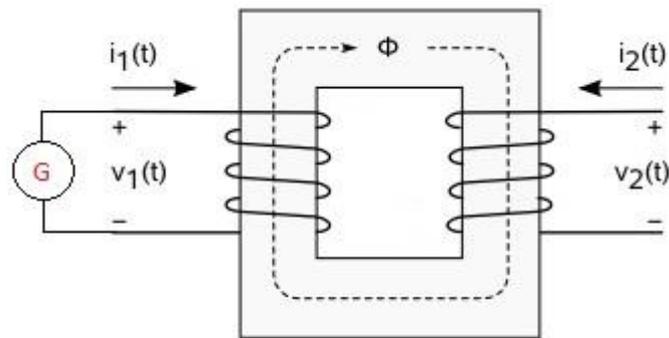


Figura 10 – Bobinas com um núcleo magnético
Fonte: Do autor.

Faraday e Lenz na Europa assim como Henry nos Estados Unidos da América foram os cientistas responsáveis pelo início do estudo dos fenômenos eletromagnéticos utilizados atualmente em transformadores, motores, geradores, etc. Mas a partir da última metade do século 19, alguns pesquisadores focaram seus estudos nos fenômenos que provocavam o aquecimento do núcleo metálico devido a circulação de um fluxo magnético [33].

Em 1855 Jean Bernard Léon Foucault descobriu que o fluxo magnético induzia correntes elétricas em um material condutor, como o núcleo magnético da Figura 11. O fluxo magnético alternado induz uma força eletromotriz no metal que, devido à resistência elétrica, inerente ao material, faz circular correntes elétricas. Estas correntes elétricas então foram nomeadas de correntes de Foucault ou correntes parasitas e dissipam energia em forma de calor por efeito Joule. [32, 34]

Pesquisadores como Ferranti, Colby e Kjellin deram início a aplicações práticas para aproveitar o aquecimento devido ao fluxo magnético que percorre um núcleo metálico. Eles desenvolveram os primeiros fornos de indução para fundir metais a 60 Hz [35]. O aquecimento por indução é um método de aquecimento de materiais eletricamente condutores. É comumente utilizado em metalurgia para, tratamento térmico, soldagem, endurecimento de superfície, cura etc. O componente básico de um sistema de aquecimento por indução está mostrado na Figura 11 é uma bobina de indução percorrida por corrente alternada. A bobina pode assumir diferentes formas dependendo do padrão de aquecimento necessário e está ligada a uma fonte de alimentação. O fluxo de corrente alternada na bobina gera um campo magnético alternado que induz correntes de Foucault que aquecem a peça de trabalho [36].

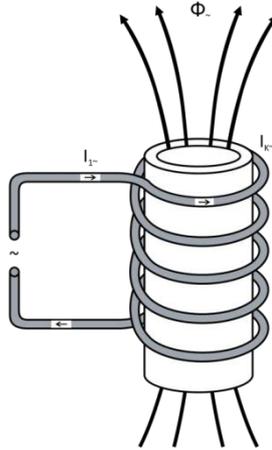


Figura 11 – Componentes básicos de um sistema de indução
 Fonte: CALLEBAUT (2011, p.3)

O aquecimento por indução depende de dois mecanismos de dissipação de energia. São as perdas de energia devido ao efeito Joule (provocado pelas correntes parasitas) e a energia perdida devido a histerese magnética. O primeiro corresponde ao único mecanismo de aquecimento dos materiais paramagnéticos e o principal mecanismo de aquecimento dos materiais ferromagnéticos. O segundo é um mecanismo com menor importância para o aquecimento por indução. As perdas de energia por histerese pode ser explicada de forma simplificada, mas qualitativamente útil, como sendo causada pelo atrito entre os dipolos magnéticos a medida do valor da frequência, ou seja, maior a frequência, maior o atrito dos dipolos e maior será o aquecimento do metal. Os dipolos podem ser considerados pequenos ímãs que giram em torno de si a cada inversão do campo magnético associado a ele [33].

Desta maneira pode-se perceber que o aquecimento por indução é devido as correntes parasitas que dependem da intensidade da corrente induzida, sua frequência e da geometria da bobina que gera o fluxo magnético. O aquecimento por indução é muito estudado em todo o mundo e existem muitos outros conceitos e variáveis, tal como a profundidade com que as correntes parasitas percorrem a peça de trabalho, que não são discutidos neste trabalho por não se aplicarem às nanopartículas magnéticas.

3 DESENVOLVIMENTO DO PROJETO

3.1 Objetivo

O objetivo deste trabalho foi desenvolver um gerador de campo magnético alternado para avaliação *in vitro* de hipertermia em cultura celular.

3.1.2 Objetivos Específicos

Obter uma forma de onda senoidal no circuito oscilador;

Avaliar a influência da geometria e do número de espiras do indutor do circuito oscilador para a formação do campo magnético alternado.

Estudar o aquecimento de nanopartículas magnéticas em ferrofluido no protótipo construído.

3.2 Justificativa

Aplicação de nanopartículas magnéticas em biomedicina tem sido alvo de pesquisa por diferentes grupos nas mais diversas áreas do saber. No campo dos tratamentos de câncer, vê-se na nanotecnologia uma possibilidade concreta de controle sobre a doença e eficaz desaparecimento no corpo humano. Para tanto, muitos estudos tem avaliado as diferentes possibilidades de modificação de superfície de nanopartículas magnéticas com fármacos, proteínas, moléculas bioquímicas, anticorpos, etc. Estas modificações de superfície conferem diferentes propriedades aos nanodispositivos que poderão ser aplicados no tratamento de câncer. Entre as diferentes técnicas de tratamento, a hipertermia apresenta-se como a mais simples e de baixo custo. Entretanto, para que essa tecnologia possa ser viável, é necessário expandir o conhecimento sobre equipamentos geradores de campo magnético.

Os equipamentos destinados a aplicação de campo magnético alternado para aquecimento de nanopartículas magnéticas são caros, importados e com uma tecnologia pouco conhecida pelos pesquisadores nacionais. Estudar estes circuitos, propor melhorias e criar similares nacionais é um desafio para a indústria nacional.

3.3 Descrição do Protótipo

Para construir o gerador de campo magnético alternado apropriado para avaliação *in vitro* de hipertermia em cultura celular será necessário desenvolver um protótipo, que se baseará no Magnetherm, produzido pela empresa Nanotherics, companhia voltada para a indústria das ciências médicas e farmacêuticas que possui ligação com a *Keele University* e está localizada em *Staffordshire*, Reino Unido. Este aparelho possui patente nos Estados Unidos, permite o teste de hipertermia em nanopartículas e fluído magnético e várias publicações citam sua utilização [7]. Seu princípio de funcionamento será utilizado como modelo de partida para este estudo.

Porém, foram adicionados componentes que não estão presentes no modelo original.

No Magnetherm observa-se a existência de um indutor ligado em paralelo a um banco de capacitores, circuitos eletrônicos, além de circuitos de proteção elétrica, fonte de energia, dentre outros.

Através da análise desses circuitos eletrônicos, foram identificados seus principais componentes como capacitores, resistores, pequenos transformadores e transistores. Os transistores, interligados entre si, foram identificados pela numeração impressa em seu corpo o que indicou o catálogo onde suas características apontaram tratarem-se dos *Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor* (MOSFET).

Pela análise das trilhas condutoras, em um primeiro momento, identificou-se que o controle eletrônico da corrente elétrica do indutor é determinado por um circuito denominado *push-pull*. Um amplificador denominado classe B, nessa configuração é muito utilizado para sinais de corrente alternada (CA) e apresenta dois transistores que funcionam alternadamente. Podem ser construídos sob várias configurações como: acoplados a transformador, com simetria complementar, com simetria quase complementar [42].

O conhecimento prévio da frequência de trabalho do equipamento para nanotecnologia, na faixa de KHz, e a necessidade de se obter uma onda senoidal a aquecer as

NPM, levaram ao estudo e tentativa de desenvolvimento de um circuito do tipo *push-pull*, classe B, para a construção do protótipo. Isso demandou tempo, entretanto não foi bem sucedido. Embora os amplificadores classe B possuam alta potência de saída, é inviável a construção deste tipo de circuito para o protótipo, pois os valores de corrente elétrica envolvidos são elevados. O manual de instruções do equipamento estudado, por exemplo, indica 12,6 A de corrente elétrica, para a configuração de 168 KHz.

Abandonado o desenvolvimento do protótipo inicial com os circuitos eletrônicos em classe B, “push-pull”, foi necessário reiniciar as pesquisas para um novo tipo de acionamento, até se chegar ao conhecimento de equipamentos destinados ao aquecimento de metais por indução, como o modelo apresentado na Figura 12 (Eurothermo, modelo Euro 200).



Figura 12 – Gerador de campo magnético alternado para soldar metais.

Fonte: <http://www.eurothermo.ind.br/equipamentos.html>

O aquecimento dos metais por indução magnética funciona colocando-os sob um campo magnético alternado gerado em uma bobina. O seu princípio de funcionamento é o mesmo do Magnetherm em que se podem identificar três circuitos tanto no aquecimento de metais por indução quanto para o aquecimento de nanopartículas: um circuito oscilador (também chamado tanque); um circuito eletrônico de potência; um circuito eletrônico de controle.

O circuito oscilador é composto pela ligação em paralelo de uma bobina e um banco de capacitores formando um circuito ressonante constituído por um resistor, indutor e

capacitor (RLC). O material da bobina indutora é um tubo de cobre flexível, enrolado em várias espiras onde a circulação de corrente elétrica vinda do circuito eletrônico de potência faz aquecer o metal em seu interior. Figura13. O aquecimento das bobinas pode ser minimizado fazendo-se circular água no interior do tubo de cobre que compõe a bobina.



Figura13 – Metal aquecido por campo magnético alternado.

Fonte: http://italian.inductancecoil.com/sell-absorbtion_mode_electromagnet_boiler_solenoid_induction_heating_coils-9640.html.

O circuito eletrônico de potência é aquele construído com os transistores MOSFET utilizados em uma topologia conhecida como *half bridge* que, em português, significa inversor em meia-ponte. Este circuito é o responsável em alimentar o circuito oscilador com corrente elétrica.

Finalmente há o circuito eletrônico de controle que é o responsável por proporcionar sinais elétricos que fazem o *half bridge* funcionar adequadamente.

Existem à disposição para pesquisa vários esquemas eletro-eletrônicos, inclusive criados por hobistas de eletrônica com o propósito de aquecer metais. Um deles é proposto pelo americano John DeArmond [43] que possui um sítio dedicado ao aquecimento por indução magnética cujo circuito será utilizado para a construção do protótipo experimental. Em nosso trabalho o circuito do citado foi modificado e melhorado com adição de filtros de acoplamento, para sua aplicação em nanopartículas magnéticas.

3.3.1 Diagramas e Análise de Sinais

O diagrama eletro-eletrônico do protótipo em estudo é apresentado na Figura 14. Entretanto para melhor explicar seu funcionamento é mais adequado representá-lo em duas formas diferentes, sendo um diagrama de blocos e um diagrama unifilar.

A Figura 15, que apresenta o diagrama de blocos representando cada circuito eletrônico responsável pelo processamento de sinal, deve ser analisada junto com a Figura 16, em que os circuitos eletrônicos estão representados por um diagrama que contém os principais componentes ligados entre si.

Os próximos itens apresentam a explicação de funcionamento de cada circuito do protótipo.

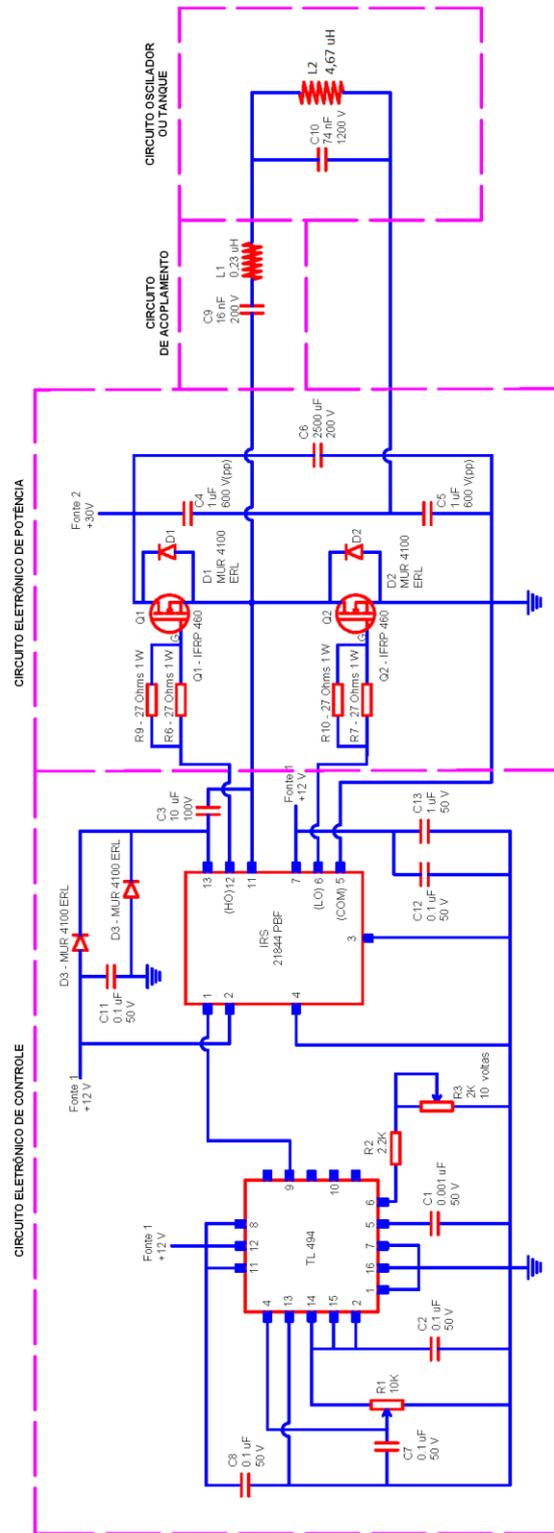


Figura 14 – Diagrama eletro-eletrônico do protótipo
 Fonte: Do autor.

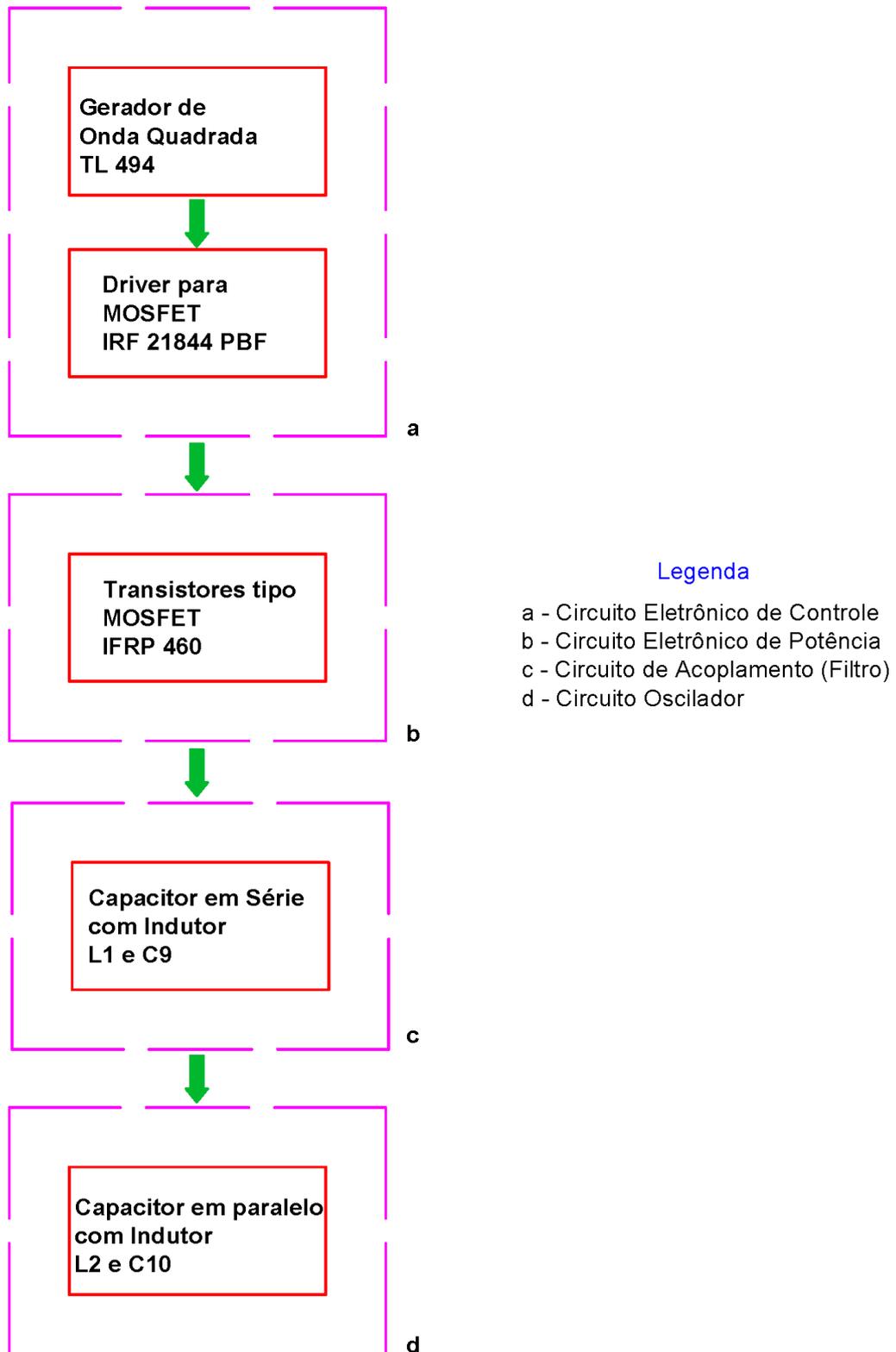
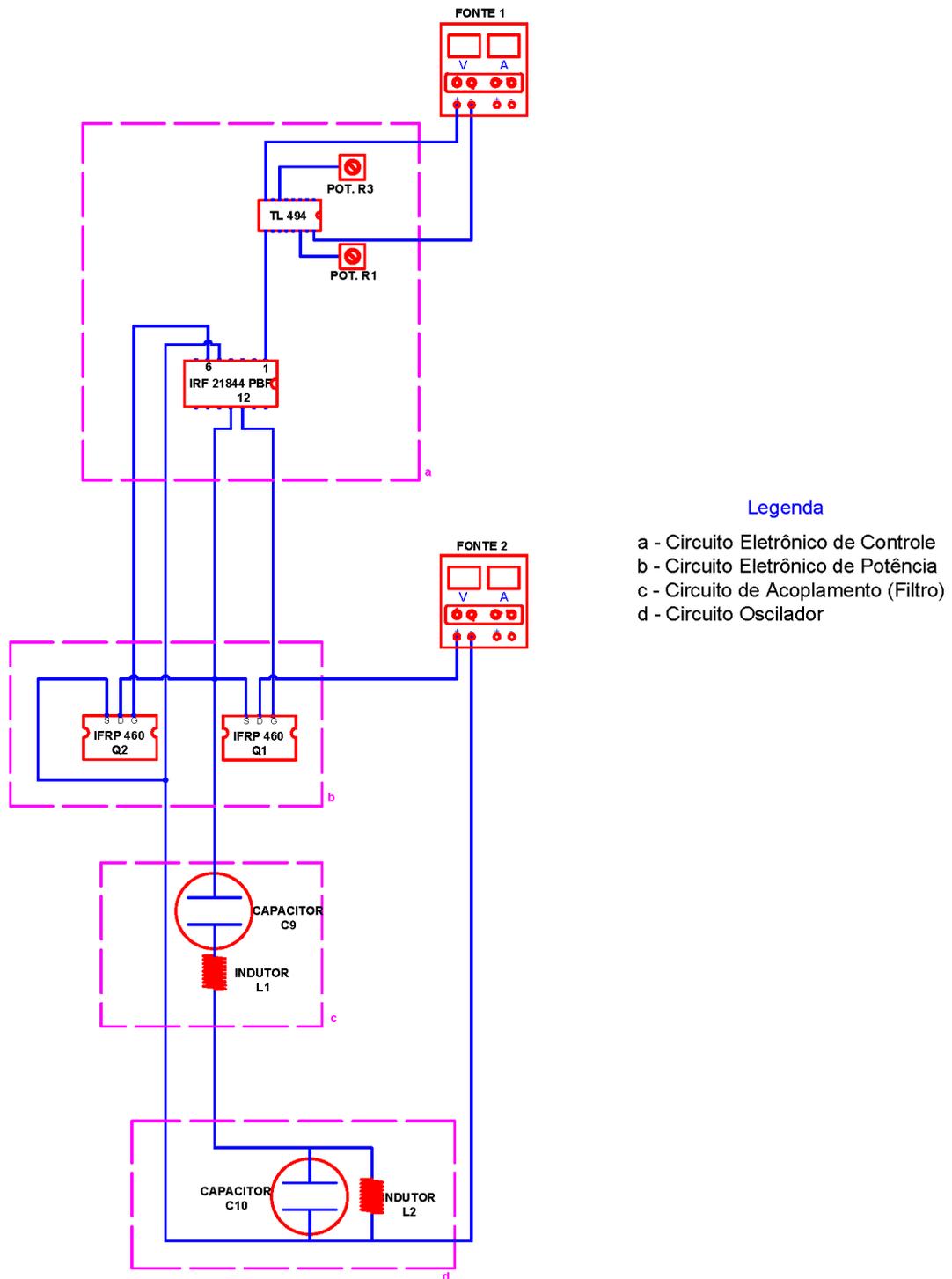


Figura 15 – Diagrama de blocos do protótipo.
Fonte: Do autor.



Legenda

- a - Circuito Eletrônico de Controle
- b - Circuito Eletrônico de Potência
- c - Circuito de Acoplamento (Filtro)
- d - Circuito Oscilador

Figura 16 – Diagrama unifilar do protótipo.
Fonte: Do autor.

3.3.2 Descrição do Circuito Eletrônico de Controle

O primeiro sinal gerado dentro do protótipo, a fim de obter aquecimento das nanopartículas no circuito oscilador, é inserido pelo gerador de onda quadrada. O formato de onda quadrada é necessário e é pré-requisito de funcionamento do próximo componente eletrônico. Existem vários geradores de onda quadrada no mercado comercial, mas o utilizado no protótipo é o circuito integrado TL 494 que é um componente do tipo *pulse width modulation control circuits* (PWM) que em português significa controle de modulação de largura de pulso [39]. Este integrado foi desenvolvido primariamente para o controle de fontes de energia, mas existem inúmeras aplicações que utilizam um PWM como controle de velocidade de motores de corrente contínua e circuitos osciladores.

Os micro circuitos eletrônicos internos deste componente geram tensão elétrica com amplitude entre 4,75 a 5,25 V, com forma de onda quadrada no terminal 9.

A Figura 17 apresenta a forma de onda teórica gerada pelo TL494. A largura dos períodos T1 e T2 foi determinada pelos potenciômetros R1 e R3 do circuito ilustrado na Figura 16 devendo possuir 50% do ciclo ativo para se obter uma onda simétrica.

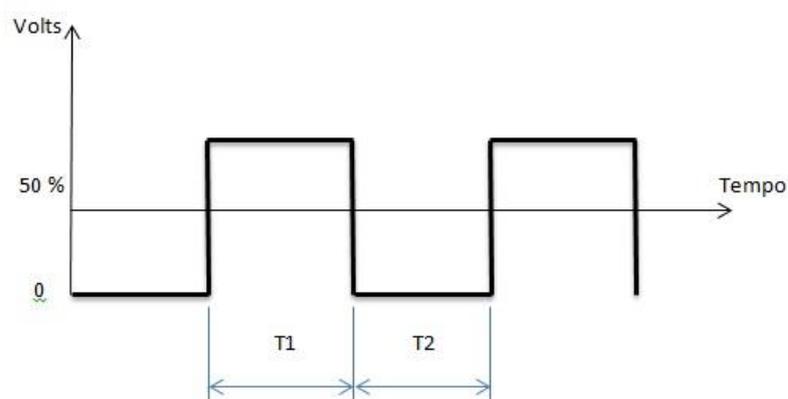


Figura 17 – Forma de onda teórica gerada na saída do integrado TL 494
Fonte: Do autor.

O circuito integrado TL494 fornece a onda quadrada necessária para o funcionamento do próximo componente eletrônico que é o IRS 21844 PBF.

Em língua inglesa, um *driver* é um conjunto de circuitos eletrônicos construídos a fim de executar uma função específica. Assim o IRS 21844 PBF é um driver do tipo *half bridge driver* (HBD), que em português significa driver em meia-ponte [40]. Sua função específica é transformar o sinal de tensão com forma de onda quadrada inserida em seu terminal 1 para dois sinais de tensão com forma de onda quadrada em seus terminais 6 e 12. Entretanto os

sinais nos terminais 6 e 12 possuem defasagem de forma que, quando o terminal 6 está ligado, o terminal 12 está desligado e vice versa conforme mostra a Figura 18a e 18b.

São os sinais de saída desse *driver* que, aplicados nos terminais *gate* dos transistores da próxima etapa, farão funcionar o equipamento.

3.3.3 Descrição do Circuito Eletrônico de Potência

O circuito eletrônico de potência apresenta dois componentes eletrônicos muito importantes, os transistores Q1 e Q2, Figura 16b. Na eletrônica industrial existem muitos tipos de transistores mas, para o protótipo em questão, foi necessário utilizar os transistores do tipo MOSFET por apresentarem características especiais para este tipo de acionamento exigindo funcionamento rápido como interruptor com frequência na faixa de KHz. Adotou-se o modelo IRF 460 da empresa *International Rectifier* para o protótipo devido ao seu baixo custo em relação a outros transistores.

Conforme explicado anteriormente o TL494 insere um sinal de tensão com forma de onda quadrada no terminal 1 do *driver* IRS 21844 PBF e que nos seus terminais de saída 6 e 12 tem-se dois sinais de tensão com forma de onda quadrada defasados entre si. Os sinais de tensão defasados são inseridos no terminal G, mostrado na Figura 14, e funcionam como gatilho que fazem os transistores funcionarem como interruptor. Assim o terminal 11 do circuito é conectado e desconectado a fonte de energia n. 2, assim como também é referenciado ao aterramento. Então uma forma de onda quadrada amplificada é obtida no circuito oscilador (detalhado nos próximos itens) que a transforma em outra forma de onda. Demonstrações matemáticas provam que um capacitor ligado em paralelo com um indutor transforma uma onda quadrada em senoidal.

Cabe ressaltar que, se o circuito oscilador não está presente, a forma de onda no terminal 11 será somente uma onda como mostra a Figura 18c.

Para maiores informações a respeito dos MOSFET e do *half bridge* pode-se consultar o apêndice A e B deste trabalho.

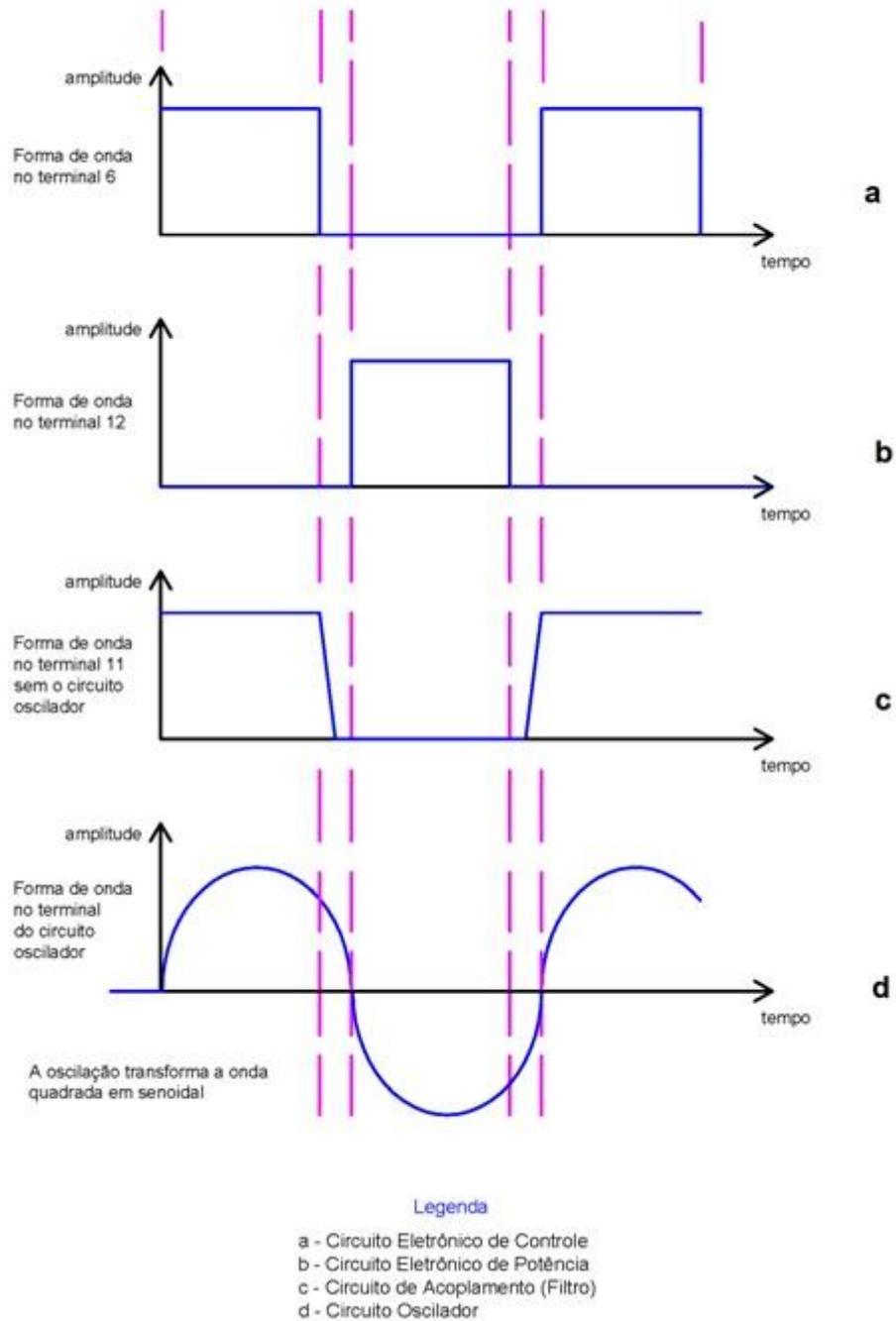


Figura 18 – Formas de onda nos terminais do HBD.

Fonte: Do autor.

3.3.4 Descrição do Circuito de Acoplamento

O circuito de acoplamento visto na Figura 16 é constituído de um banco de capacitores ligados em série com um indutor. Na realidade o circuito de acoplamento é um filtro. Pelo seu comportamento, os indutores e os capacitores podem ser usados em muitos circuitos que envolvam sinais de determinadas frequências. Os filtros são capazes de permitir a passagem de sinais de determinada frequência e bloquear sinais de outras frequências [41].

O capacitor C9 impede a circulação de corrente elétrica de componente contínua (CC). Já o indutor L1 insere uma impedância em série com o circuito-tanque que previne a circulação de correntes elétricas harmônicas. Todas estas correntes, as de componente contínua e as harmônicas, são geradas pelos circuitos eletrônicos anteriores a esse filtro.

3.3.5 Descrição do Circuito Oscilador

O circuito oscilador apresenta dois componentes, um banco de capacitores, e um indutor ligado em paralelo que, teoricamente, recebe o nome de tanque. Este está ligado ao circuito eletrônico de potência e também à fonte de energia n. 2 que fornecem a energia necessária para o funcionamento do protótipo.

Uma vez que a energia é fornecida ao circuito-tanque, um ciclo começa: o banco de capacitores armazena essa energia nas suas placas e, como seus terminais estão conectados ao indutor, uma corrente elétrica flui dos capacitores para o indutor gerando um campo magnético. O campo magnético faz percorrer uma corrente elétrica que retorna para os capacitores com polaridade invertida carregando novamente suas placas. O ciclo então fica se repetindo numa frequência determinada pelo indutor e pelos capacitores e não apresenta movimento perpétuo devido à presença de resistências elétricas no circuito, tendo o tanque de ser alimentado por uma fonte de tensão constantemente. A frequência com que este ciclo é repetido e é denominada de frequência de ressonância e determinada pela Equação 11 [37].

$$F = \frac{1}{2 \times \pi \times \sqrt{L \times C}} \quad (11)$$

em que:

C = Capacitância (F)

F = Frequência (Hz)

L = Indutância (H)

π = 3,1415

Na Equação 11 o indutor e o capacitor representado genericamente por L, C correspondem respectivamente ao indutor L2 e C10 do diagrama eletro-eletrônico da Figura 14. Além disso a resistência elétrica do circuito oscilador não está representada para tornar os cálculos matemáticos mais simples. Entretanto seu valor tem influência direta na atenuação da intensidade de campo magnético produzido pelo circuito.

O campo magnético alternado produzido pelo circuito oscilador induz correntes parasitas no interior do material que compõe seu indutor. Desta forma pode ocorrer grande dissipação de energia térmica para o meio externo. Tal fenômeno deve ser evitado ou minimizado, fazendo circular água no interior do indutor.

3.4 Construção do Protótipo

Os próximos itens descrevem as etapas da construção dos diversos circuitos, a interligação entre eles, os testes e resultados obtidos.

3.4.1 Construção do Circuito Oscilador

Para a construção do indutor foi escolhido um tubo de cobre flexível com diâmetro nominal de 3/16 polegadas. Sua especificação apresenta 4,76mm de diâmetro externo com espessura de parede de 0,79mm. O material é encontrado em loja de refrigeração e utilizado para ar condicionado automotivo. O motivo de se usar tubos de cobre ao invés de fios de

cobre, é para que o indutor seja refrigerado com água em seu interior, Figura 19b, garantindo que as NPM se aqueçam pela variação do campo magnético e não pela dissipação de calor gerado pela resistência elétrica do indutor.

O tubo flexível de cobre foi revestido por uma fita isolante de alta fusão Scotch (50mm x 1,65mm), em dupla camada como pode ser visto na Figura 19a. Assim, a construção do indutor foi realizada com as seguintes dimensões: 53 mm de diâmetro interno, 80 mm de diâmetro externo e 39 mm de altura.

Embora não tivesse sido possível conhecer a origem do material bem como suas características elétricas, o valor de sua indutância foi determinado utilizando-se o instrumento Fluke FLK-PM6303, que indicou o valor de indutância de 4,67 μH e resistência 4,62 $\text{m}\Omega$ a uma frequência de 100 KHz. Porém só foi possível efetuar a medição da indutância a 100 KHz porque é o valor máximo de frequência em que o instrumento pode trabalhar e pode induzir erro de cálculo.

Na sequência pode-se calcular o valor da capacitância que será colocada em paralelo para formar o circuito-tanque. Este cálculo foi realizado considerando-se um circuito idealizado, ou seja, desprezando-se as resistências elétricas do indutor e do capacitor, que através de artifícios matemáticos aplicados na Equação 11 determina a Equação 12.

$$C = \frac{1}{F^2 \times \pi^2 \times 4 \times L} \quad (12)$$

Na Equação 12 a indutância foi medida e corresponde ao indutor L2 do diagrama da Figura 14 e o valor da frequência F é escolhido na faixa de KHz porque é a faixa de frequência que permitirá aplicações *in vivo* de hipertermia

Escolhendo-se o valor de 275 KHz para a frequência encontra-se o valor de capacitância abaixo que corresponde ao capacitor C10 do diagrama da Figura 14:

$$C = \frac{1}{(275 \cdot 10^3)^2 \times \pi^2 \times 4 \times 4,67 \cdot 10^{-6}}$$

$$C = 71,72 \cdot 10^{-9} \text{ F}$$

ou

$$C = 71,72 \text{ nF}$$

Não foi possível encontrar no comércio um capacitor com valor de 71,72 nF então foi

necessário a associação de dois capacitores em série ligados entre si em nove conjuntos em paralelo. Componentes comerciais foram usados para formar um banco de capacitores com valor de 74 nF, cuja frequência é calculada pela Equação 13. O banco de capacitores do Magnetherm, assim como no protótipo, possui associação série-paralelo dos capacitores que possibilita suportar tensões elétricas elevadas, da ordem de 1200 V, como indica o manual de instruções.

Os capacitores utilizados no banco do protótipo podem ser vistos na Figura 19c e possuem as seguintes características:

Tabela 3 – Características dos capacitores utilizados.

Valor nominal	Tolerância	Tensão máxima Vca	Tensão máxima Vdc
10 nF	5 %	600	1600
47 nF	10 %	630	2000

Fonte: Do autor.

Baseando-se na Equação 12, foi elaborada uma nova equação para recalculer a frequência de oscilação.

$$F = \frac{1}{2 \times \pi \times \sqrt{L \times C}} \quad (13)$$

$$F = \frac{1}{2 \times \pi \times \sqrt{4,67 \cdot 10^{-6} \times 74 \cdot 10^{-9}}}$$

$$F = 268,17 \text{ KHz}$$

Os capacitores adquiridos comercialmente possuem tolerância de 5 e 10% o que indica que seu valor nominal pode variar dentro desta faixa. Logo, sob funcionamento, a frequência de 268,17 KHz pode ser alterada.

A montagem do tanque pode ser vista na Figura 19.

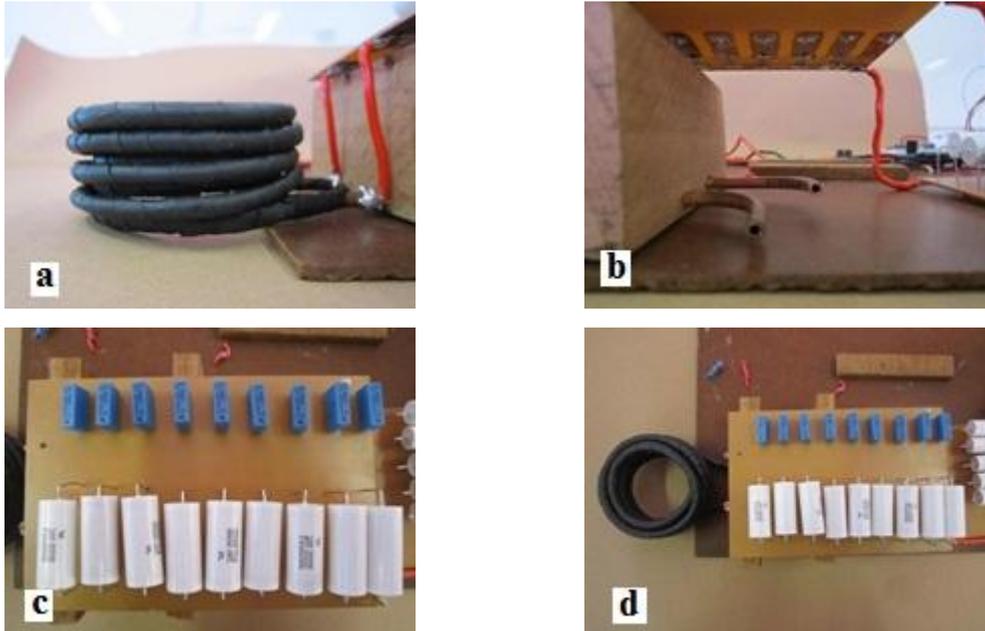


Figura 19 – Circuito oscilador.

- a) Bobina de indução
- b) Entrada de água
- c) Banco de capacitores
- d) Vista superior do circuito-tanque montado.

Fonte: Do autor.

3.4.2 Construção do Circuito de Acoplamento

Na construção do circuito de acoplamento, o capacitor e o indutor foram determinados experimentalmente, ou seja, seus valores foram alterados até que os ruídos produzidos pelos circuitos eletrônicos fossem eliminados. Assim foram determinados os valores: 16 nF para os capacitores e 0,23 μ H de indutância. A Figura 20 ilustra o circuito de acoplamento.

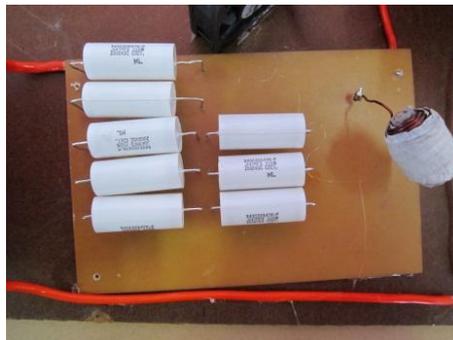


Figura 20 – Circuito de acoplamento.

Fonte: Do autor.

Para a construção do indutor, utiliza-se o conceito de que com solenoides pequenos de comprimento de uma e meia a duas vezes o seu diâmetro, os cálculos se tornam precisos o bastante. Neste caso, o número de voltas do fio esmaltado do solenoide é determinado pela Equação 14, [43].

$$N = \sqrt{\frac{L \times d \times 10^8}{1,256 \times S}} \quad (14)$$

em que:

L = indutância (H)

d = comprimento do indutor (cm)

S = área da seção transversal do diâmetro do indutor (cm²)

Na Equação 14 o indutor L representado genericamente corresponde ao indutor L1 do diagrama eletro-eletrônico da Figura 14.

$$N = \sqrt{\frac{0,23 \cdot 10^{-6} \times 2,9 \times 10^8}{1,256 \times 3,14 \times 0,5^2}}$$

$$N = 66 \text{ voltas}$$

Para suportar a corrente elétrica teórica do protótipo de 10 ampères, usa-se o fio esmaltado número 11 AWG que tem seção nominal de 4,160 mm², 2,304 mm de diâmetro e suporta 12 ampères nominalmente. Assim para comprimento de 2,9 cm com o fio número 11, pode-se ter somente doze voltas em três camadas.

3.4.3 Construção do Circuito Eletrônico de Potência

Depois da construção do circuito-tanque e do circuito de acoplamento, construiu-se o circuito eletrônico de potência que alimenta o circuito ressonante. A Figura 21 foi recortada do esquema completo e apresenta somente os componentes eletrônicos do circuito eletrônico de potência.

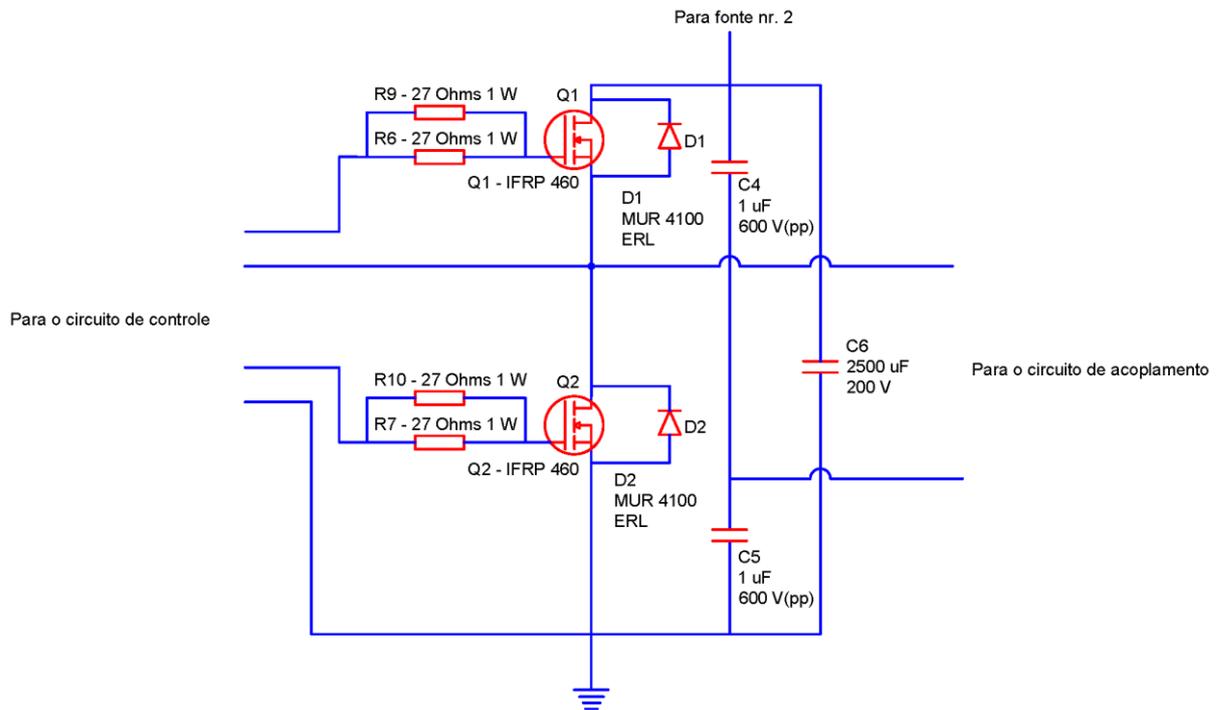


Figura 21 – Diagrama eletro-eletrônico do circuito eletrônico de potência.
Fonte: Do autor.

Para a construção deste circuito utilizou-se uma placa de cobre-fenolite de 10 cm por 10 cm. Desenhou-se as trilhas do circuito com esmalte e deixou-se a placa em um banho de solução a 42% de perclorato de ferro da marca Implastec, com FeCl_3 (40%) e FeCl_2 (0,5%). No local onde o esmalte estava presente a solução corrosiva não destruiu o local criando o circuito.

Depois, furou-se a placa, e foram inseridos os componentes eletrônicos, como pode ser visto na Figura 22. Também foram instalados ventiladores nos transistores para dissipar o calor gerado pelo seu funcionamento.



Figura 22 – Circuito eletrônico de potência.
Fonte: Do autor.

3.4.4 Construção do Circuito Eletrônico de Controle

Depois do tanque, do acoplamento, do circuito eletrônico de potência, construiu-se o circuito eletrônico de controle. A Figura 23 foi recortada do esquema completo e apresenta somente os componentes eletrônicos do circuito eletrônico de controle.

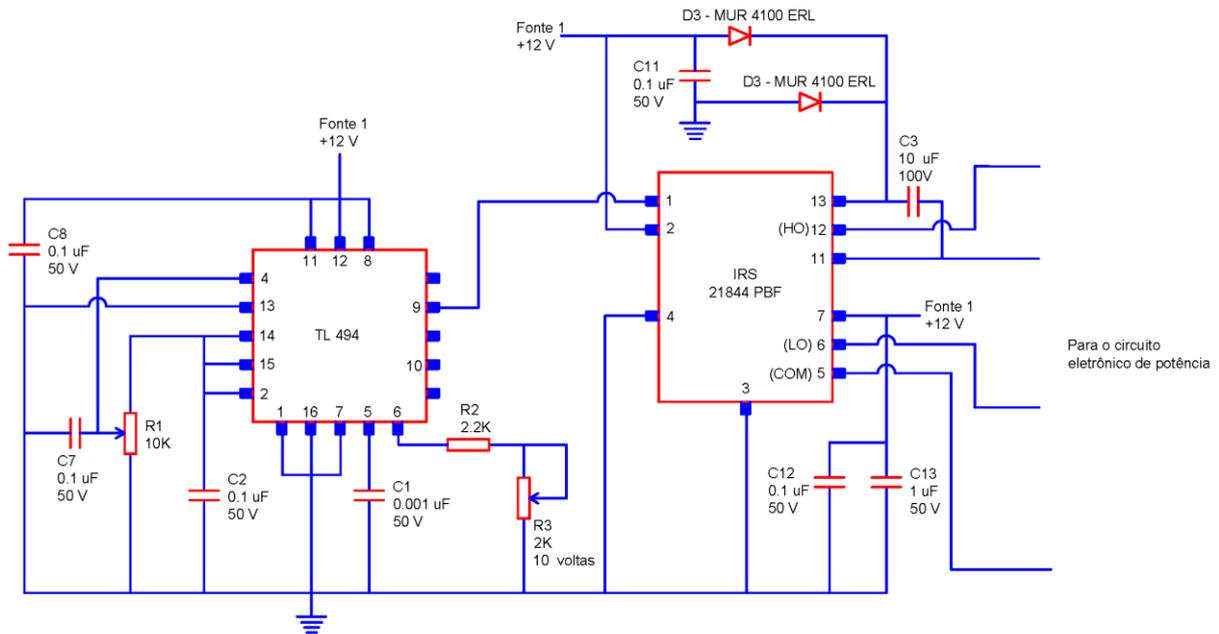


Figura 23 – Diagrama eletro-eletrônico do circuito eletrônico de controle.
Fonte: Do autor.

O equipamento Magnetherm não usa o *driver* IRS 21844 PBF tampouco o TL494. O equipamento comercial apresenta outra topologia utilizando-se de um gerador de funções externo que proporciona a onda quadrada para a oscilação do circuito-tanque.

Naquele equipamento, o gerador de funções externo se faz necessário porque nele existe a possibilidade da troca do circuito-tanque e essa combinação necessita de uma maior variação na frequência da onda quadrada que é inserida. Um gerador de funções é um equipamento destinado a fornecer vários tipos de onda a várias frequências. É possível notar que a decisão do projetista daquele equipamento de manter um gerador de funções externo é adequada por dois motivos: primeiro, elimina um circuito eletrônico dentro do equipamento; segundo, um gerador de funções fornece sinais de qualidade muito maior do que aquele que fosse construído com o TL494. Entretanto torna o preço do equipamento superior ao protótipo construído em nosso trabalho.

Os componentes eletrônicos são montados em um protoboard conforme ilustrado na

Figura 24.

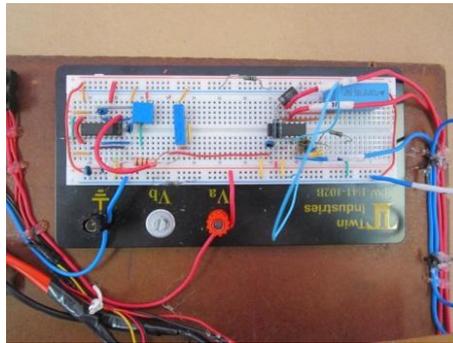


Figura 24 – Circuito eletrônico de controle.
Fonte: Do autor.

Transistores funcionando como chaves possuem uma capacitância inter-eletródica que modificam a capacitância efetiva do circuito variando a sua eficácia segundo a frequência. Para evitar erros no acionamento destes transistores, alguns resistores (R7 a R10) são inseridos em série ao *gate* para descarregar a capacitância parasita rapidamente (no protótipo ajustam o valor de tensão do terminal). Também podem ser inseridos diodos antiparalelos com a resistência do *gate* de forma a descarregar sua capacitância rapidamente (o que não foi feito no protótipo).

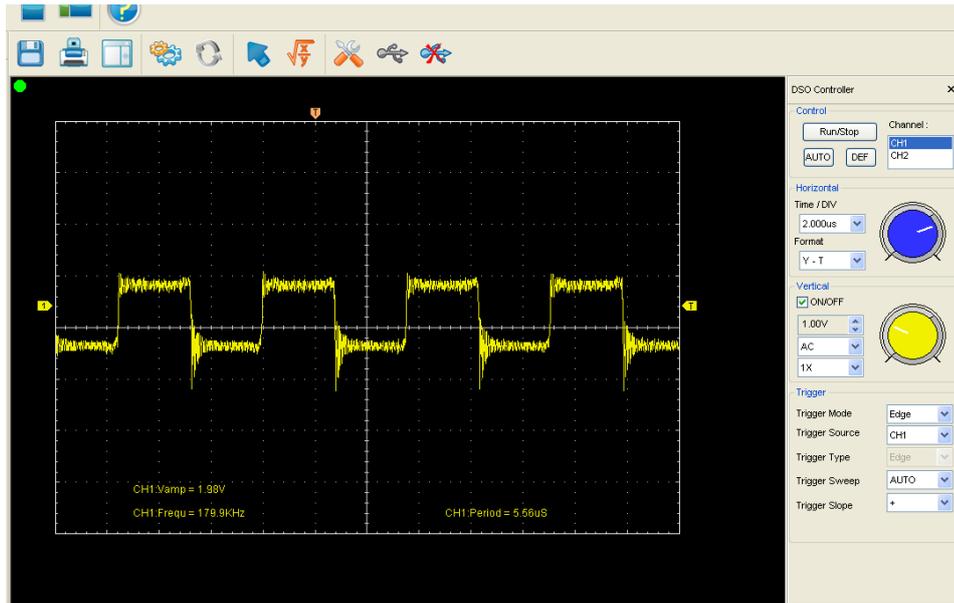


Figura 26 – Forma de onda do terminal nove do TL 494.
Fonte: Do autor.

Os valores obtidos estão na Tabela 4.

Tabela 4: Tensão e frequência da onda quadrada sem o circuito de acoplamento.

Tensão de amplitude (V)	Frequência de operação (KHz)	Período (μ s)
1,98	179,9	5,56

Fonte: Do autor.

A Figura 26 ilustra a forma de onda encontrada na saída do circuito integrado TL 494 que se assemelha à forma de onda quadrada teórica, apresentada na Figura 17, entretanto existe a presença de ruídos. O valor de 179,9 KHz é um valor abaixo do esperado (esperava-se 268,17 KHz determinado pela Equação 13). Além disso a tensão elétrica de saída apresenta um valor questionável de 1,98 V de amplitude (esperava-se 5 V conforme especificação do catálogo do fabricante [39]).

A outra etapa foi conectar as pontas de prova do osciloscópio nos terminais do circuito oscilador, obtendo-se a seguinte forma de onda, Figura 27.

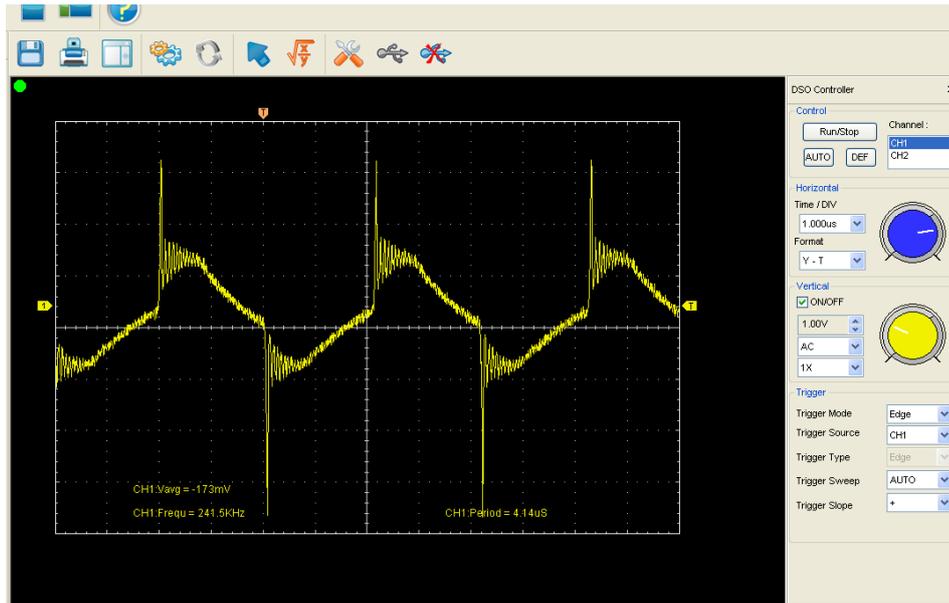


Figura 27 – Forma de onda do circuito oscilador sem o circuito de acoplamento.
Fonte: Do autor.

A forma de onda da Figura 27 apresenta uma leve semelhança com uma forma de onda senoidal. Os valores obtidos estão na Tabela 5.

Tabela 5: Tensão e frequência do circuito oscilador sem o circuito de acoplamento.

Tensão de amplitude (mV)	Frequência de operação (KHz)	Período (μ s)	Corrente (A)
173	241,5	4,14	0,22

Fonte: Do autor.

Embora a frequência encontrada de 241,5 KHz seja próxima ao valor calculado na Equação 13 (268,17 KHz) a presença de ruído interfere neste valor que não se apresenta como confiável. Como a fonte de tensão n. 2 possui 9 Vdc de tensão no circuito oscilador o valor de tensão obtido 173 mV é muito pequeno e é indicativo de problemas no protótipo.

Da mesma maneira o valor de corrente elétrica não apresenta valor considerável e não induziu campo magnético alternado.

4.2 Montagem do Protótipo com o Circuito de Acoplamento.

No item 4.1 o protótipo foi testado interligando todos os circuitos, exceto o circuito de

acoplamento. Na Figura 27 foi notável a grande quantidade de ruídos presente, na forma de onda de tensão sob o circuito oscilador.

Para comprovar a explicação teórica do item 3.3.4 onde foi ressaltado que o circuito de acoplamento reduz ruídos e harmônicos dos circuitos eletrônicos, foi feita neste item 4.2, a conexão do circuito de acoplamento e do capacitor C6. Outra alteração foi aplicar o valor da tensão nominal dos circuitos eletrônicos para 12 Vdc (fonte n. 1) e modificar o valor de tensão aplicado no circuito oscilador para 30 Vdc (fonte n. 2).

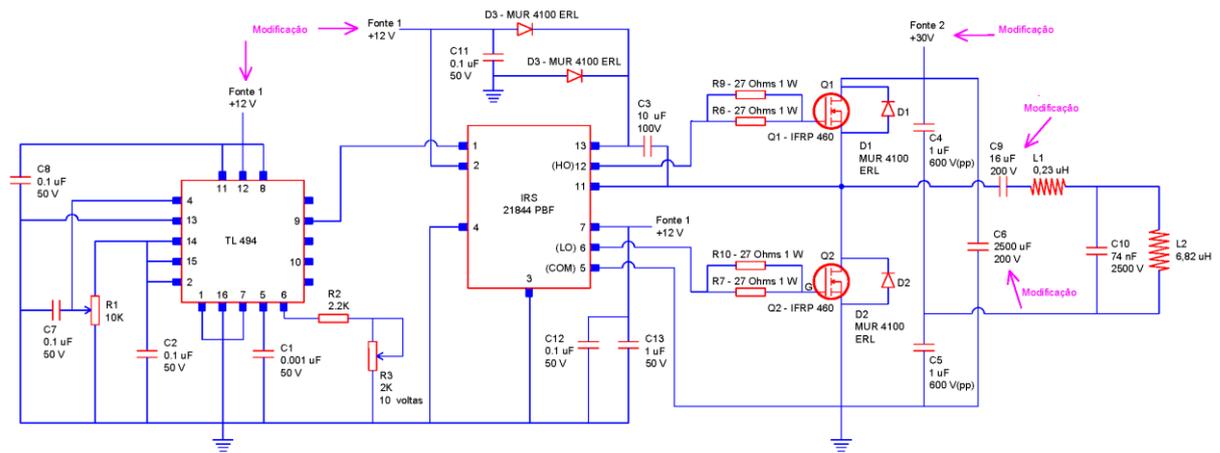


Figura 28 – Diagrama eletro-eletrônico com o circuito de acoplamento.
Fonte: Do autor.

Na Figura 28, as fontes são chaveadas e controladas por corrente obtida por equipamento da marca Politerm modelo HY 3003D.

Efetuando-se as alterações descritas e novamente conectando-se as pontas de prova do osciloscópio nos terminais do oscilador, obteve-se a forma de onda de tensão apresentada na Figura 29.

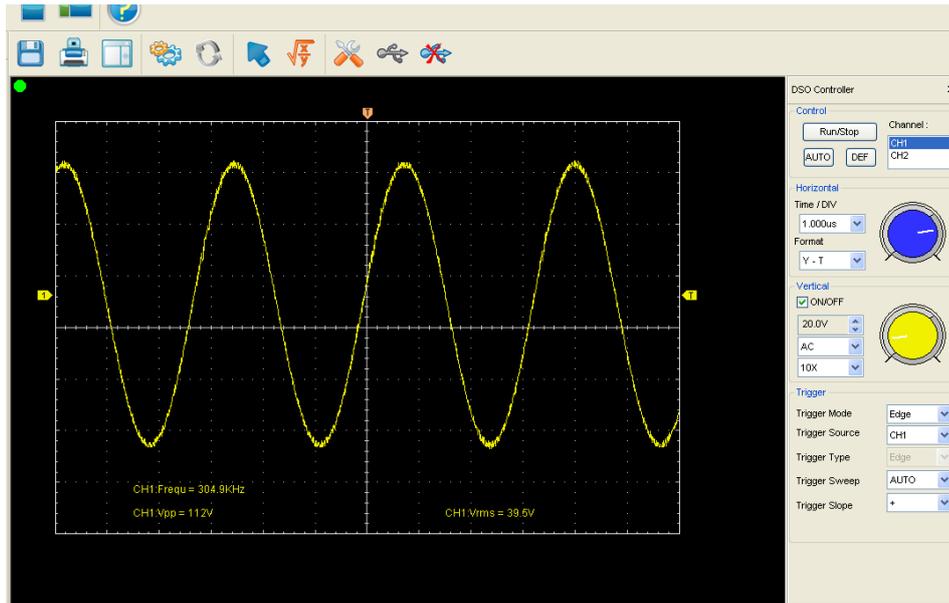


Figura 29 – Forma de onda do circuito oscilador com o circuito de acoplamento.
Fonte: Do autor.

A forma de onda da Figura 29 é senoidal, como se pretendia comprovar, e os valores obtidos estão na Tabela 6.

Tabela 6: Tensão e frequência do circuito oscilador com o circuito de acoplamento.

Tensão RMS (V)	Tensão pico a pico (V)	Frequência de operação (KHz)	Corrente (A)
39,5	112	304,9	0,52

Fonte: Do autor.

A forma de onda senoidal é fruto da ressonância entre o banco de capacitores e o indutor do circuito-tanque. Ela foi obtida variando-se os potenciômetros R1 e R3 do circuito eletrônico de controle de acordo como foi descrito no item 3.3.2 deste trabalho.

Embora se tenha obtido uma forma de onda senoidal sem ruídos sobre o circuito oscilador, inserindo-se uma peça metálica (parafuso de aço) no interior do indutor, nenhum aquecimento foi verificado. Logo, se não houve aquecimento, não houve campo magnético suficiente. A corrente elétrica de 0,5 A não foi suficiente para induzir campo magnético.

À medida que todo o sistema eletro-eletrônico foi conferido, percebeu-se que havia uma ligação invertida entre os terminais 5 e 6 do HBD.

4.3 Montagem Final do Protótipo

Com o circuito de acoplamento demonstrado no item 4.2 obteve-se uma onda senoidal perfeita, fruto da ressonância do circuito-tanque. Mas não se obteve aquecimento na peça metálica, como era de se esperar.

Como foi encontrado um erro de ligação entre os terminais 5 e 6, que estavam ligados de forma contrária um com outro, promoveu-se esta alteração no protótipo. Além disso mantiveram-se as tensões das fontes de energia com 12 Vdc para a fonte n. 1 e 30 Vdc para a fonte de energia n. 2. A Figura 30 apresenta o esquema elétrico com as alterações:

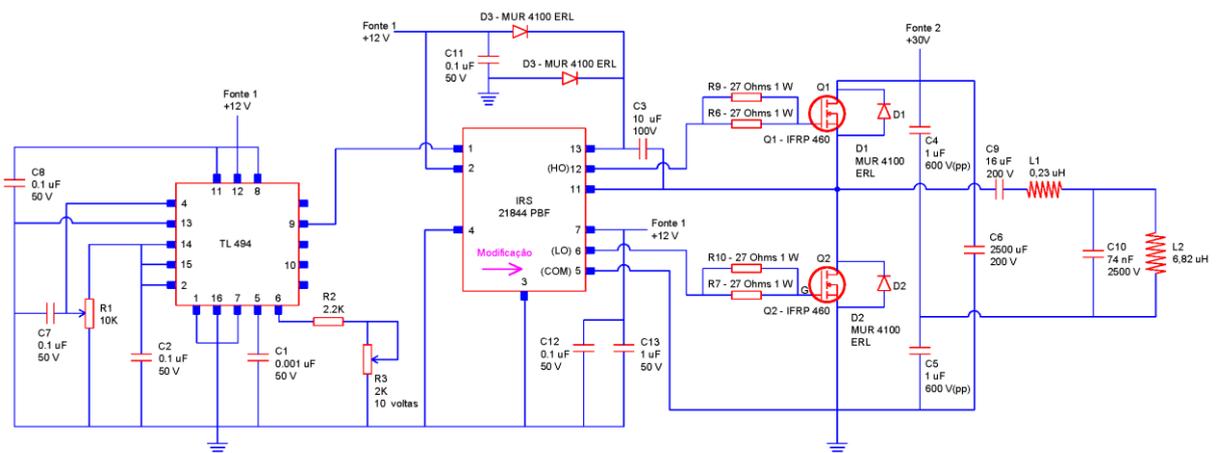


Figura 30 – Diagrama eletro-eletrônico do protótipo.

Fonte: Do autor.

Foi novamente necessário o ajuste dos potenciômetros R1 e R3 do circuito integrado TL 494 várias vezes até que uma nova onda senoidal fosse obtida, ou seja, a ressonância do circuito-tanque. Conectando-se as pontas de prova do osciloscópio no terminal 9 do TL 494, obteve-se a forma de onda de tensão apresentada na Figura 31.

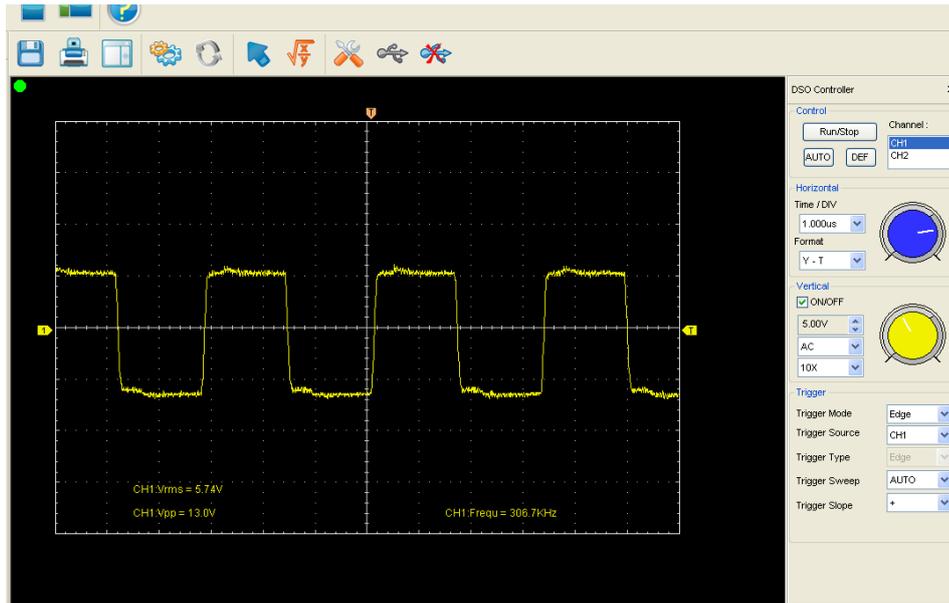


Figura 31 – Forma de onda do terminal nove do TL 494 da montagem final.
Fonte: Do autor.

Os valores obtidos estão na Tabela 7.

Tabela 7: Tensão e frequência da onda quadrada da montagem final.

Tensão RMS (V)	Tensão pico a pico (V)	Frequência de operação (KHz)
5,74	13	306,7

Fonte: Do autor.

A forma de onda da Figura 31 é muito próxima da forma de onda teórica da Figura 17 e produz pouquíssimos ruídos em comparação aos da montagem do equipamento sem o acoplamento, Figura 26.

Depois de analisada a forma de onda do circuito integrado TL 494, conectaram-se as pontas de prova do osciloscópio nos terminais do circuito oscilador e obteve-se a forma de onda da Figura 32.

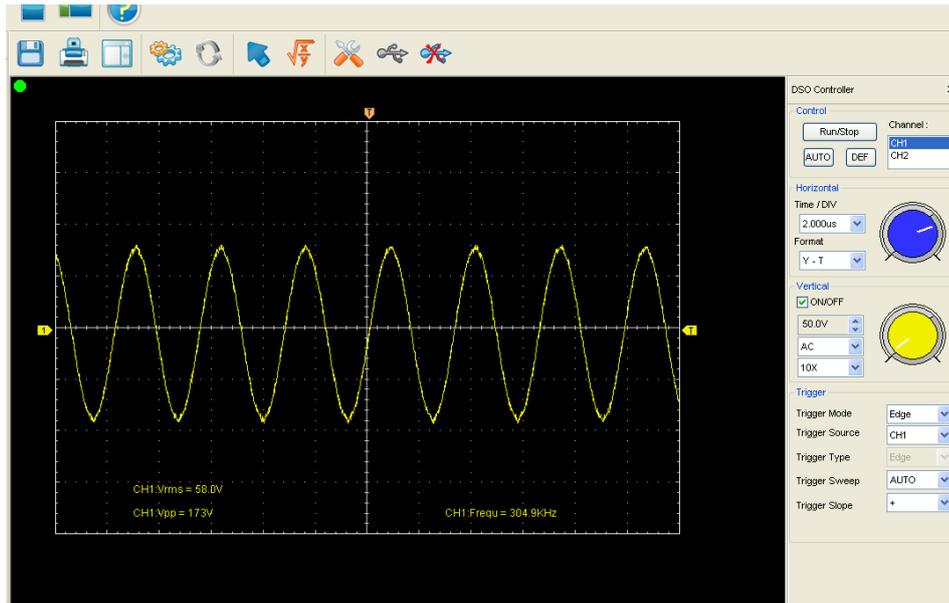


Figura 32 – Forma de onda do circuito oscilador da montagem final.
Fonte: Do autor.

Tabela 8: Tensão e frequência do circuito oscilador da montagem final.

Tensão RMS (V)	Tensão pico a pico (V)	Frequência de operação (KHz)	Corrente (A)
58	173	304,9	1,02

Fonte: Do autor.

Novamente a forma de onda da Figura 32 é senoidal, sem ruídos, como se pretendia comprovar, fruto da ressonância entre o banco de capacitores e o indutor do circuito-tanque. Inserindo-se uma peça metálica (parafuso de aço) no interior do indutor houve aquecimento de 47 °C em um tempo de 4 minutos e, além disso comparando a Tabela 8 com as Tabela 5 e 6, percebe-se o aumento nos valores de tensão RMS e tensão de pico a pico. O valor da corrente elétrica aumentou cerca de 2 vezes com relação ao experimento anterior e foi responsável pela indução de campo magnético.

4.4 Testes de Funcionamento do Protótipo.

O protótipo montado no item 4.3 e desenvolvido neste trabalho foi levado até a USP da cidade de São Carlos para testes e comparações ao equipamento Magnetherm da Nanotherics. O primeiro teste foi conectar os circuitos e fontes de energia da maneira

apresentada no item 4.3 e inserir o parafuso de aço na bobina do tanque. Houve novamente aquecimento e utilizando-se de um termopar mediu-se um valor de 47 °C, depois de 4 minutos. Inserindo-se o mesmo parafuso no equipamento Magnetherm o aquecimento foi muito intenso e muito rápido de forma que não foi possível colocar o termopar para medir a temperatura.

O segundo teste realizado foi inserir no protótipo a solução das nanopartículas magnéticas de óxidos de ferro padrão, que acompanham o equipamento Magnetherm. Inserindo estas nanopartículas padrão no aparelho importado mediu-se um valor de 38 °C em 5 minutos. Inserindo-se a mesma solução de nanopartículas no protótipo desenvolvido neste trabalho não se observou aquecimento.

Também foi avaliado o aquecimento de partículas magnéticas (Fe_3O_4) em estado sólido, ou seja, sem a presença de água, com partículas com tamanho micrométrico. Observou-se aquecimento de 73 °C após 5 minutos para frequência de 329 KHz. No protótipo houve aquecimento a 38 °C em 5 minutos para frequência de 304,9 KHz.

A Tabela 9 resume os dados obtidos.

Tabela 9: Comparação dos valores de temperatura entre o protótipo e o Magnetherm.

Descrição	Magnetherm		Protótipo	
	329 KHz		304,9 KHz	
Frequência de operação	Tempo (min.)	Temperatura (°C)	Tempo (min.)	Temperatura (°C)
Peça metálica (parafuso)	1 seg.	Muito alto	5	47
Solução de NP fornecidas com o equipamento	5	38	5	Não aqueceu
Magnetita Fe_3O_4 (pó)	5	73	5	38

Fonte: Do autor.

4.5 O Protótipo com um Novo Circuito Oscilador

No item 4.4 foi possível verificar que o protótipo construído aqueceu uma peça metálica e também as partículas em forma de pó sem a presença de água. Entretanto o

aquecimento não foi suficiente comparado com os dados de aquecimento do Magnetherm.

Desta maneira foi necessário alterar o circuito-tanque acrescentando capacitores também aumentar o número de espiras do indutor. As Figuras 33 e 34 mostram respectivamente o circuito-tanque alterado.

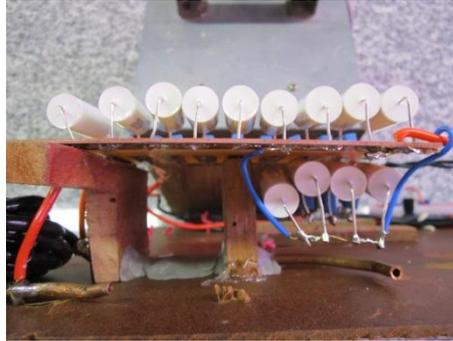


Figura 33: Banco de capacitores do circuito oscilador.
Fonte: Do autor.



Figura 34: Indutor do circuito oscilador.
Fonte: Do autor.

Na Figura 33, pode-se observar o acréscimo de uma fileira de capacitores em uma associação série paralelo, de acordo com o item 3.4.1, utilizando os mesmos capacitores da Tabela 2. O novo banco de capacitores possui a associação de dois capacitores em série ligados entre si em treze conjuntos em paralelo e passou a ter valor de:

$$C = 107 \text{ nF}$$

Na Figura 34, o que se pode observar é o novo indutor que foi construído com um diâmetro interno de 2 cm, altura de 8 cm e aproximadamente 90 voltas do mesmo material descrito no item 3.4.1. Sua indutância foi determinada em 2,84 μH e resistência 9,24 $\text{m}\Omega$,

através do instrumento Fluke FLK-PM 6303 a uma frequência de 100 KHz (frequência máxima que o aparelho pode trabalhar).

A partir da Equação 13, foi necessário recalcular a frequência de oscilação:

$$F = \frac{1}{2 \times \pi \times \sqrt{284 \cdot 10^{-6} \times 107 \cdot 10^{-9}}}$$

$$F = 288,72 \text{ KHz}$$

O esquema da Figura 35 apresenta as alterações:

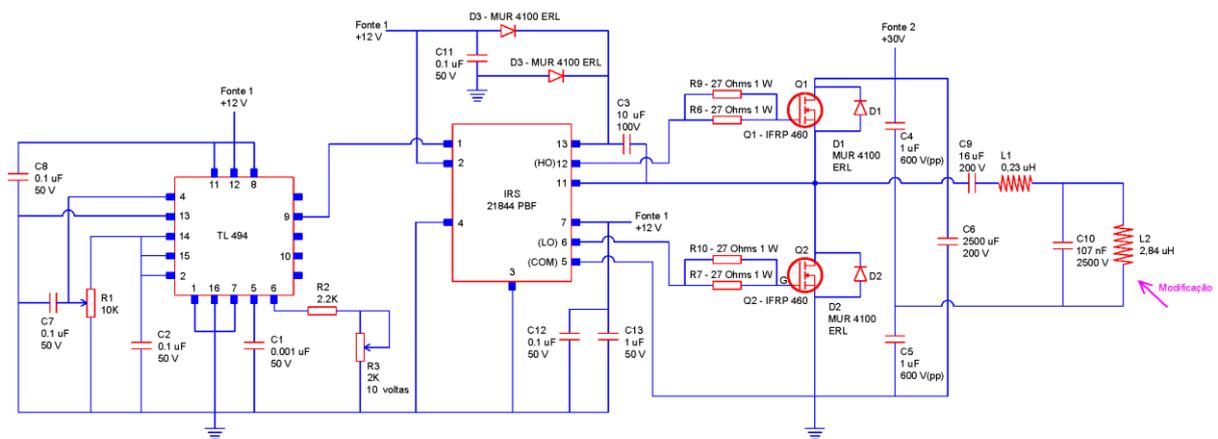


Figura 35 – Diagrama eletro-eletrônico modificado.

Fonte: Do autor.

4.6 Novos Testes de Funcionamento do Protótipo

O esquema da Figura 35 apresenta os novos valores para o banco de capacitores e do indutor do circuito oscilador. As fontes continuam com 12 Vdc e 30 Vdc para as fontes número 1 e 2 respectivamente.

Efetuada-se o ajuste do potenciômetro R1 e R3 do circuito eletrônico de controle obteve-se a ressonância do circuito oscilador e conseqüentemente uma nova senoide, sem ruídos, foi obtida e cujos valores são listados na Tabela 10.

Tabela 10: Tensão e frequência do circuito oscilador modificado.

Tensão RMS (V)	Tensão pico a pico (V)	Frequência de operação (KHz)	Corrente (A)
65	184	328	3,22

Fonte: Do autor.

Comparando-se os valores da Tabela 9 com os valores da Tabela 11 nota-se que as tensões RMS e tensão de pico a pico, são maiores para a nova configuração que deve proporcionar maior produção de campo magnético.

O valor da corrente elétrica aumentou cerca de 3 vezes em comparação com o circuito oscilador do item 4.4 e cerca de 6 vezes em relação ao item 4.2.

A partir da nova configuração, o protótipo foi novamente comparado com o equipamento da USP da cidade de São Carlos para novos testes e foi repetido o mesmo procedimento do item 4.4 quando novos valores foram obtidos que conforme descritos na Tabela 11.

Tabela 11: Comparação dos valores de temperatura entre o protótipo modificado e o Magnetherm.

Descrição	Magnetherm		Protótipo	
	Tempo (min.)	Temperatura (°C)	Tempo (min.)	Temperatura (°C)
Frequência de operação		329 KHz		328KHz
Peça metálica (parafuso)	1 seg.	Muito alto	5	90
Solução de NP fornecidas com o equipamento	5	40	5	Não aqueceu
Magnetita Fe ₃ O ₄ (pó)	5	75	20	78

Fonte: Do autor.

Em relação a magnetita de Fe₃O₄, em pó, com partículas com tamanho micrométrico, a Tabela 11 resume um período de 20 minutos em que foram efetuadas medições de temperatura de duas maneiras distintas. A primeira delas foi acompanhar o aquecimento superficial da magnetita ao longo do tempo com um termômetro infravermelho da marca Icel, modelo TD 950. A segunda maneira foi acompanhar o aquecimento interno da magnetita ao longo do tempo com um termômetro Icel, modelo MD400 com sensor de temperatura

termopar tipo K.

Colocou-se dentro do indutor a magnetita que, em seguida, foi retirada do campo magnético para se fazer a leitura da temperatura. Tal procedimento foi necessário porque como o termopar é um componente metálico ele pode se aquecer com o campo magnético e fornecer um valor de temperatura errado.

Os resultados obtidos estão no gráfico da Figura 36.

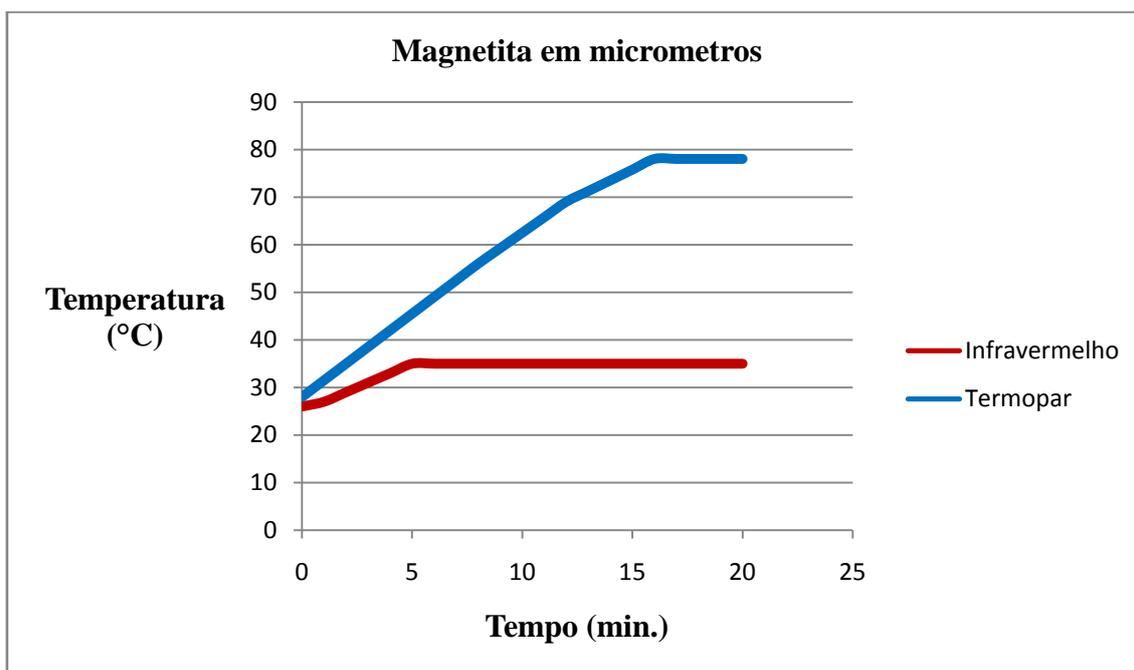


Figura 36: Temperatura para magnetita com tamanho micrométrico.
Fonte: Do autor.

Foi possível observar que o método de medição de temperatura é importante e fornece valores distintos. Uma vez que o sistema não é hermeticamente fechado, há troca de calor com o ambiente. Desta forma, medidas de temperatura na superfície, via termômetro de infravermelho, irão fornecer valores menores que os obtidos nas medidas via termopar inserido no interior da substância.

Realizando-se um experimento com a magnetita dispersa em água, com tamanho nanométrico, sintetizada quimicamente, foram efetuadas medições de duas maneiras distintas. A primeira delas foi acompanhar o aquecimento interno da magnetita dispersa em água ao longo do tempo. Sua composição apresentava 0,72 g de NPM e 3,42 g de água. A segunda maneira foi acompanhar o aquecimento interno da magnetita úmida. Para isso, utilizou-se de uma centrífuga e retirou-se a água sobrenadante com uma pipeta. Sua composição apresentava 0,72 g de NPM e 0,1 g de água.

Nos dois testes, novamente, colocou-se dentro do indutor a magnetita que, em seguida, foi retirada do campo magnético para se fazer a leitura da temperatura. Tal procedimento foi necessário porque como o termopar é um componente metálico ele pode se aquecer com o campo magnético e fornecer um valor de temperatura errado.

A Figura 37 resume um período de 40 minutos em que foram efetuadas medições de temperatura de duas maneiras distintas.

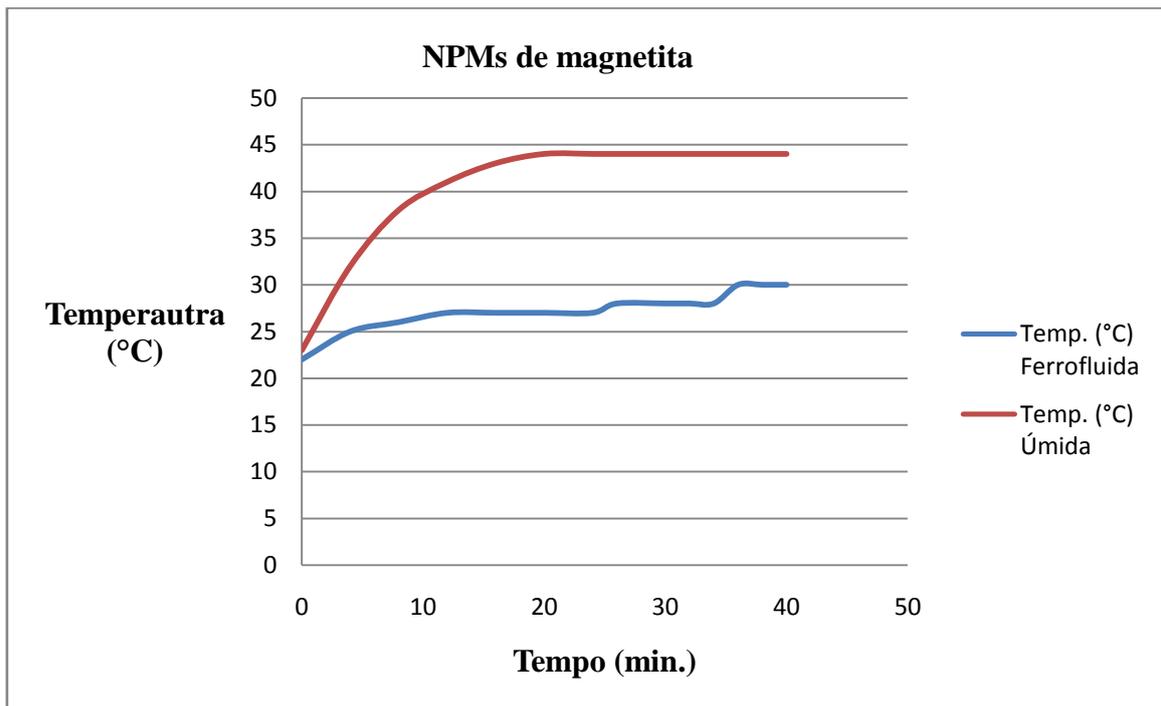


Figura 37: Temperatura da magnetita com tamanho nanométrico.
Fonte: Do autor.

Os resultados apresentados na Figura 37 indicam que um mesmo sistema de nanopartículas magnéticas, mas com diferente quantidade de água no meio apresenta perfis de aquecimento diferentes quando na presença de um campo magnético alternado. Esta diferença pode estar relacionada com a dissipação de calor pelo meio no qual as nanopartículas estão dispersas. Uma vez que o protótipo desenvolvido neste projeto não possui uma câmara hermeticamente fechada de forma a isolar a troca de calor com o meio ambiente (formando um calorímetro) a perda de calor para o meio ambiente e a velocidade com que o meio dispersante irá aquecer poderão resultar em diferentes respostas de aquecimento, conforme ilustrado na Figura 37. Conforme a nanopartícula vai sendo aquecida ela libera calor para a vizinhança e aquece a água. Quanto mais água existir na vizinhança mais lento será o aquecimento do sistema. Esta é uma das principais questões na discussão da comunidade

científica quanto ao poder de aquecimento de nanopartículas magnéticas para o tratamento de hipertermia. Ou seja, nas condições em que as nanopartículas magnéticas serão aplicadas em situações reais (in vivo) o efeito de aquecimento pode levar um tempo muito grande e não ser suficiente para atingir uma temperatura capaz de matar as células cancerígenas. Outra questão a ser respondida é quanto à origem do aquecimento das nanopartículas em solução. Sabe-se que dois principais efeitos acontecem simultaneamente: a) aquecimento pelos efeitos magnéticos de orientação de momento magnético e b) aquecimento pelo atrito das nanopartículas com elas mesmas e com o meio que as contém, quando na presença de um campo magnético alternado. Na literatura pesquisada não foi possível encontrar informação sobre a contribuição de cada um destes efeitos na temperatura final que o sistema nanopartícula-meio será aquecido. De qualquer forma, observa-se na Figura 37 que o protótipo desenvolvido neste trabalho promoveu o aquecimento das nanopartículas magnéticas, após 20 minutos, em temperatura suficiente para matar um tecido canceroso.

5 CONCLUSÕES

A construção de um sistema gerador de campo magnético alternado compreende a elaboração de diferentes circuitos interligados por componentes eletrônicos de difícil construção.

Foi possível construir um equipamento nacional a partir do modelo proposto com configuração diferente dos equipamentos comerciais existentes.

A geometria e o número de espiras do indutor do circuito oscilador interfere na intensidade de campo magnético alternado produzido, na medida que diminuindo-se o interior do núcleo e aumentando-se o número de espiras houve aquecimento das nanopartículas. Além disso, a inserção do circuito de acoplamento no modelo proposto torna a forma de onda senoidal perfeita, sem ruídos, imprescindível para o aquecimento das nanopartículas magnéticas dispersas em água.

Conforme verificado experimentalmente, o protótipo gera campo magnético alternado com suficiente indução para aquecer a magnetita de Fe_3O_4 , em pó, com tamanho micrométrico, em 78 °C em 20 minutos.

Para a magnetita dispersa em água, com tamanho nanométrico e sintetizada quimicamente, foi aquecida a 30 °C e 44 °C em 40 minutos em função da quantidade de água presente. Este resultado é considerável porque a hipertermia utiliza temperatura acima de 41°C.

Tanto o protótipo quanto o equipamento comercial apresentam problemas para aquecer as nanopartículas magnéticas em meio líquido porque existe refrigeração. Testes efetuados demonstram que 40 minutos ou mais são gastos para aquecer as nanopartículas em meios líquidos em equipamentos comerciais destinados a aquecer ferrofluidos. A alteração da forma do indutor para trabalhar dentro de um calorímetro pode diminuir o tempo de aquecimento em meios líquidos.

Como o protótipo aqueceu a magnetita em pó em 78 °C em 20 minutos ficou comprovado a necessidade de ajustes no circuito indutor pra que haja um campo magnético mais intenso.

6 PERSPECTIVAS FUTURAS

Tendo em vista os resultados obtidos com os experimentos realizados até o momento, é possível afirmar que se pode atingir o objetivo inicial de construir um aquecedor de nanopartículas com tecnologia nacional e de custo mais acessível, desde que efetuados alguns ajustes e aperfeiçoamentos no modelo produzido até então. Para se atingir essa perspectiva, seria necessário, inicialmente, utilizar-se de software computacional profissional, especializado em simulação eletrônica, a fim de projetar os circuitos eletrônicos com possibilidade de aumentar o campo magnético induzido nas nanopartículas. Ao mesmo tempo, os componentes eletrônicos adquiridos no comércio deverão apresentar qualidade comprovada para a construção do equipamento. E finalmente seria necessário alterar a forma do indutor (por exemplo, um indutor com geometria plana) para que possa receber bandejas para cultura celular.

REFERÊNCIAS

1. SANTOS, C. A. Feynman, o profeta da nanotecnologia. **Instituto Ciência Hoje**, 2007. Disponível em: <<http://cienciahoje.uol.com.br/colunas/do-laboratorio-para-a-fabrica/feynman-o-profeta-da-nanotecnologia>>. Acesso em: 2 jul. 2013.
2. FONSECA, F. J. Da nanotecnologia à eletrônica molecular. **Laboratório de Processamento de Sinais**, 2004. Disponível em: <<http://www.lps.usp.br/lps/arquivos/conteudo/grad/dwnld/nanotec.pdf>>. Acesso em: 5 jul. 2013.
3. SHRIVER, D. F.; ATKINS, P. W. **Química Inorgânica**. 4 ed. Porto Alegre: Artmed Editora S.A. Bookamn, 2008.
4. ALVES, O. L. O que é uma nanopartícula. **Laboratório de Química do Estado Sólido**, 2010. Disponível em: <http://lqes.iqm.unicamp.br/canal_cientifico/lqes_responde/lqes_responde_nanoparticula.html> Acesso em: 2 jul. 2013.
5. GNEVECKOW, U. et al. Description and characterization of the novel hyperthermia and thermoablation system MFH 300F for clinical magnetic fluid hyperthermia. **American Association of Physicists in Medicine**, Berlin, v. 31, n. 6, p.1444-1451, 2004.
6. RIBEIRO, T. G. D. R. **Síntese e caracterização de nanopartículas magnéticas de óxidos mistos de MnFe₂O₄ recobertas com quitosana. Estudos da influência da dopagem com Gd³⁺ nas propriedades estruturais e magnéticas**. 2008. 106 f. Dissertação (Mestrado em ciência na área de tecnologia nuclear) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo, 2008.
7. NANOTHERICS. **Magnetherm**. 2013. Disponível em: <<http://www.nanotherics.com/PI-405.pdf>>. Acesso em: 20 out. 2013.
8. ALVES, T. M. M. T. **Síntese e caracterização de nanopartículas de óxidos de ferro para aplicações biomédicas**. 2007. 82f. Dissertação (Mestrado em física) – Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2007.
9. SINNECKER, J. P. Materiais magnéticos duros e materiais ferromagnéticos amorfos. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, v.22, n.3, p.396-405, 2000.

10. HENRIQUES, V. *et al.* Presença do campo magnético na luz – experimento de faraday. **Universidade de São Paulo**, 2010. Disponível em: <http://moodle.stoa.usp.br/file.php/552/paineis/Faraday_campo_mag_e_luz.pdf> . Acesso em: 4 jul. 2013.
11. NOVAK, M. A. Introdução ao magnetismo. **Segunda Escola Brasileira de Magnetismo**, 1999. Disponível em: <<http://www.cbpf.br/~labmag/miguel.pdf> >. Acesso em: 5 ago. 2013.
12. JACINTHO, G. V. M. **Síntese e caracterização de ferritas do tipo MFe_2O_4 (M= Fe e Co) modificadas pela adsorção de ácidos graxos derivados de óleos vegetais**. 2007. 102f. Dissertação (Mestrado em química) – Universidade de Brasília, Brasília, 2007.
13. HALLIDAY, D.; RESNICK, R. **Física 3**. 4 ed. Rio de Janeiro: Livros técnicos e científicos Ltda, 1984.
14. MUNCHOW, R. Máquinas e transformadores elétricos. **Universidade Federal de Pelotas**. 2011. Disponível em: <http://minerva.ufpel.edu.br/~egcneves/disciplinas/mte/caderno_mte/circ_magn.pdf>. Acesso em: 29 jan 2014.
15. RIBEIRO, G. A. P. As propriedades magnéticas da matéria: um primeiro contato. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, v.22, n.3, p.299-305, 2000.
16. ARANTES, F. R. **Estudo do comportamento magnético de nanopartículas de magnetita e nanofios de níquel diluídos em cristais de líquidos liotrópicos**. 2010. 108 f. Dissertação (Mestrado em ciências) – Universidade de São Paulo, São Paulo, 2010.
17. KNOBEL, M. Partículas finas: superparamagnetismo e magnetoresistência gigante. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, v.22, n.3, p.387-395, 2000.
18. BEDANTA S.; KLEEMANN W. Topical Review: Supermagnetism. **Journal of Applied Physics**, v.42, n. 013001, p. 1-28, 2009.
19. FRENKEL, J.; DOEFMAN. J. Spontaneous and induced magnetisation in ferromagnetic bodies. **Nature magazine**, v.126, p. 224-275, 1930.

20. FRANCO, V. R. **Estudo das propriedades magnéticas e estruturais do (Nd.Pr).Fe.B nanocristalino com adição de TiC e Cr.** 2009. 97f. Dissertação (Mestrado em materiais) – Universidade de Caxias do Sul, Caxias do Sul, 2009.
21. BROPHY, J. J. **Eletrônica Básica.** Rio de Janeiro: Editora Guanabara Dois, 1978.
22. SANTOS, C. A. Histerese magnética: perdas e ganhos. **Instituto Ciência Hoje**, 2007, Disponível em: <<http://cienciahoje.uol.com.br/colunas/do-laboratorio-para-a-fabrica/histerese-magnetica-perdas-e-ganhos>>. Acesso em: 12 jul. 2013.
23. CASTRO, W. B.; LUCIANO, B. A. Vidros Metálicos: uma nova classe de materiais. **Revista Eletrônica de Materiais e Processos**, v. 4, n. 2, p. 20–25, 2009.
24. FAVARO, J. **Metodi di sintesi di nanoparticelle magnetiche per applicazioni mediche.** 2011. 87f. Trabalho de Conclusão de Curso, (Tesi di laurea)–Università degli Studi di Padova, Padova, Itália, 2012.
25. KAPPIYOOR, R. et al. The effects of magnetic nanoparticle properties on magnetic fluid hyperthermia. **Journal of Applied Physics**, v.108, n. 094702, p. 1–8, 2010.
26. SOARES, J. G. **Estudo da técnica de hipertermia por campos eletromagnéticos para tratamentos oncológicos.** 2006. 66 f. Projeto de graduação (Graduação em engenharia elétrica) – Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória, 2006.
27. PEREIRA, J. G. Hipertermia oncológica: um passo gigante no tratamento do cancro. **Revista saúde e bem estar.** 2013. Disponível em: <<http://www.saudebemestar.com.pt/index.php/temas/divulgacao/336-hipertermia-oncologica-um-passo-gigante-no-tratamento-do-cancro>>. Acesso em: 15 jul. 2013.
28. HUANG, W. H.; CHIHNG, T. L. Therapeutical applications of heat in cancer therapy. **Journal of Medical and Biological Engineering**, v.32, n.1, p.1-11, 2011.
29. KUMAR, C. C. C. R, et al. Magnetic nanomaterials for hyperthermia-based therapy and controlled drug delivery. **Advanced Drug Delivery Reviews.** n.63, p. 789–808, 2011.
30. COLUCCI, M. **Proprietà delle particelle magnetiche per applicazioni mediche.** 2011. 63f. Trabalho de Conclusão de Curso, (Tesi di laurea) – Università degli Studi di Padova, Padova, Itália, 2012.

31. FALLEIROS, J. P. B. *et al.* Aplicações da nanotecnologia no diagnóstico e tratamento do câncer. **Revista Nucleus**, v. 8, n. 1 p.161–169, 2011.
32. JEWETT, J. W.; SERWAY, R. A. **Física Volume 3 para Cientistas e Engenheiros**. São Paulo: Cengage Learning, 2012.
33. ZINN, S.; SEMIATIN, S. L. **Elements of Induction Heating – Design, Control, and Applications**. Columbus: ASM International, 1988.
34. CALLEBAUT, J. Application Note – Induction Heating. **European Copper Institute**, v. 2, n. 1, p. 1-11, 2011.
35. RUDNEV, V. et al. **Handbook of Induction Heating**. New York: Marcel Dekker Inc., 2003.
36. HAIMBAUGH, R. E. **Practical Induction Heat Treating**. Columbus: ASM Internacional, 2001.
37. BOYLESTAD, R. L.; NASHELSKY, L. **Dispositivos eletrônicos e teoria de circuitos**. 6 ed. Rio de Janeiro: LTC Editora S. A., 1998
38. De ARMOND, J. Welcome to neon john's home on the web. **Induction Heating**, 2013. Disponível em: <<http://www.neon-john.net/>>. Acesso em: 8 mar. 2013.
39. TEXAS INSTRUMENTS. **TL 494 - Pulse-Width-Modulation Control Circuits**. 2005. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tl494.pdf>>. Acesso em: 8mar. 2013.
40. INTERNATIONAL RECTIFIER. **Half bridge driver**. 2006. Disponível em: <<http://www.irf.com/product-info/datasheets/data/irs2184.pdf>>. Acesso em: 8mar. 2013.
41. BRAGA, N. C. Indutores, capacitores e filtros (EL001). 2014. Disponível em: <<http://www.newtoncbraga.com.br/index.php/industrial-eleotecnica/1814-indutores-capacitores-e-filtros-el001>>. Acesso em: 24 fev. 2014.

42. NUSSENZVEIG, H. M. **Eletrromagnetismo - Curso de física básica**. 2 ed. São Paulo: Editora Blucher, 2012.
43. BRAGA, N. C. **Calculando e enrolando pequenos indutores (ART572)**. 2013. Disponível em: <<http://www.newtoncbraga.com.br/index.php/artigos/49-curiosidades/4151-art572.html>>. Acesso em: 8 abr. 2013.
44. RIBARICH, T. **The half bridge circuit revealed**.2012. Disponível em: <<http://www.powerguru.org/the-half-bridge-circuit-revealed/>>. Acesso em: 6 abr. 2013.
45. SWART, J. W. O transistor de efeito de campo metal-óxido-semicondutor MOSFET. **Centro de Componentes Eletrônicos. Oficina de Microfabricação. Universidade Estadual de Campinas**. 2006, Disponível em: <<http://www.ccs.unicamp.br/cursos/fee107/download/cap06.pdf>>. Acesso em: 5 jan. 2014.
46. VALLE, M. Transistore ad effetto di campo (MOSFET).2007. **Dipartimento di Ingegneria dell'informazione. Università di Pisa**. 2006, Disponível em: <<http://www.iet.unipi.it/p.bagnoli/ea/transistore-mos1.pdf>>. Acesso em: 7 jan. 2013.
47. BRAGA, N. C. **Como funciona o MOSFET (ART977)**. 2014. Disponível em: <<http://www.newtoncbraga.com.br/index.php/como-funciona/6417-art977>>. Acesso em: 24 fev. 2014.
48. BRAGA, N. C. **IGBT's x MOSFETs – Qual a melhor em aplicações até 100 KHz ? (ART1064)**. 2014. Disponível em: <<http://www.newtoncbraga.com.br/index.php/electronica/52-artigos-diversos/6419-art1064>>. Acesso em: 24 fev. 2014.

APÊNDICE A- O Circuito em Meia-Ponte (*half bridge*)

O circuito em meia-ponte, mais conhecido por *half bridge*, é um dos circuitos mais populares em eletrônica de potência. Construído com dois transistores conectados em um arranjo do tipo cascata, é muito utilizado em várias aplicações tais como, conversores de pulso síncrono, conversores ressonantes, aquecimento por indução e controles de movimento, e oferecem alguns benefícios como chaveamento em tensão zero (ZVS), chaveamento em corrente zero (ZCS) e alta frequência de operação.

A Figura 38 mostra o esquema elétrico da configuração do circuito que possui cinco terminais sendo um barramento de entrada de voltagem DC Bus +(1), um ponto mediano entre os dois transistores (2), um retorno de terra (3), uma entrada de sinal do *gate* do transistor inferior (4), uma entrada de sinal do *gate* do transistor superior (5). Nota-se no esquema elétrico da Figura 38 a presença de capacitores C_{DS1} e C_{DS2} e diodos antiparalelos D_1 e D_2 , em cada transistor, que são peças importantes para o funcionamento do circuito.

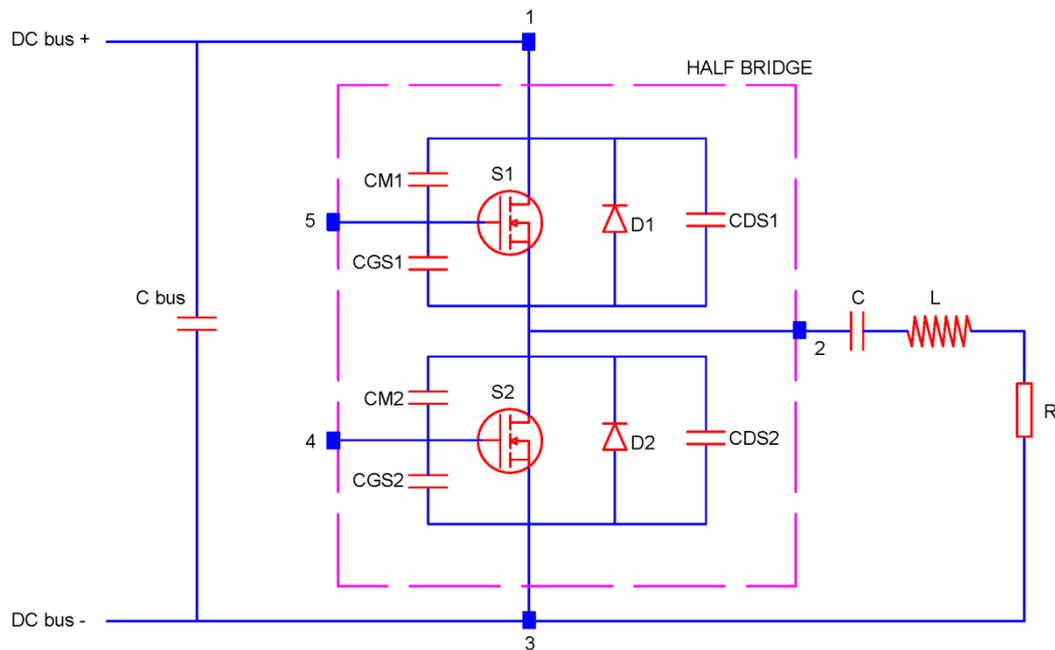


Figura 38 – Diagrama eletro-eletrônico do *half bridge*.

Fonte: Do autor.

Analisando-se a figura acima, nota-se que o circuito em meia-ponte permite o funcionamento dos transistores de forma complementar, ou seja, quando um transistor está ligado, o outro está desligado. Para isso deve-se aplicar uma tensão elétrica com forma de

onda apropriada em cada uma das entradas de sinais do *gate* (4 e 5). O resultado é uma tensão elétrica com forma de onda quadrada no ponto médio (2) que alterna entre a voltagem do barramento DC + (1), e a do aterramento (3). Conectando-se uma carga RLC, que consiste em um capacitor, um indutor e um resistor, ligados em série, entre o ponto médio (2) e o aterramento (3), uma corrente alternada senoidal é produzida. Uma fração desta corrente elétrica flui em cada um dos transistores do *half bridge* dependendo de estarem ligados ou desligados.

A Figura 39 apresenta as formas de onda corretas para serem aplicadas na entrada de sinal do *gate* (letras a e b) bem como as formas de onda de tensão de saída sem a carga (letra c) e com a carga (letra d).

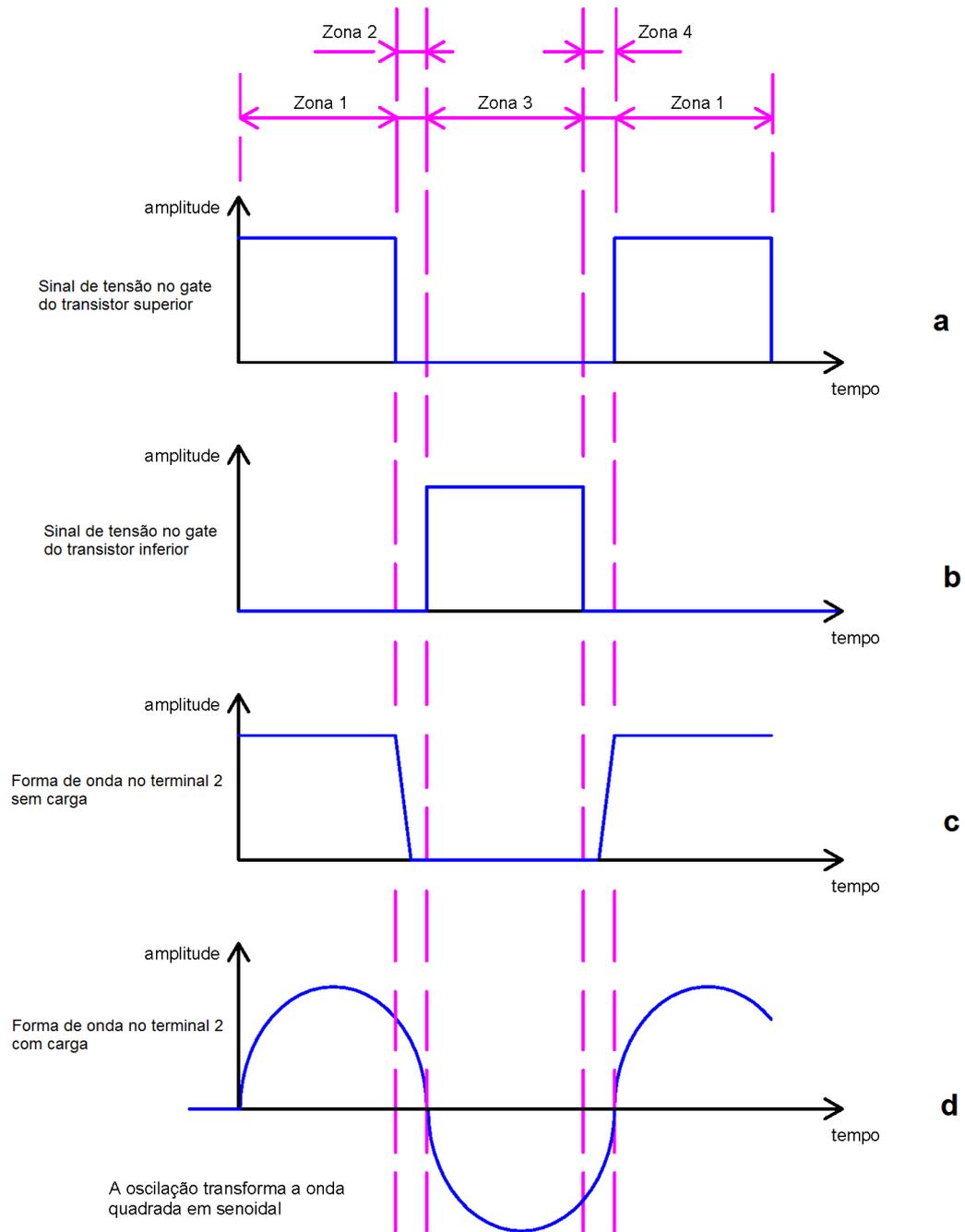


Figura 39 – Formas de onda geradas no *half bridge*:
 a) Sinal de tensão no *gate* do transistor superior
 b) Sinal de tensão no *gate* do transistor inferior
 c) Forma de onda no terminal 2, sem carga
 d) Forma de onda no terminal 2, com carga.

Fonte: Do autor.

Funcionamento do circuito *half bridge*

Para entender o funcionamento do circuito *half bridge* é útil dividir os sinais de tensão de entrada do *gate*, Figura 40a e 40b em 4 zonas. Estes sinais são gerados por um circuito integrado específico (*driver*) que não está representado na Figura 38. Cada zona do *half bridge* apresenta um regime de funcionamento específico que será detalhado nos próximos itens.

Funcionamento da Zona Número 1

A Figura 40a e 40b mostra os sinais de tensão inseridos nos *gate* do *half bridge* nesta etapa. Na Figura 40a o *gate* do transistor superior apresenta um sinal de tensão positivo com forma de onda quadrada e na Figura 40b o *gate* do transistor inferior não apresenta sinal. A onda quadrada no terminal (5) permite ligar o transistor superior S1 bem como a ausência de sinal no terminal (4) mantém o transistor inferior S2 desligado. Assim o terminal (2) fica conectado ao barramento de voltagem DC +, terminal (1), e uma corrente elétrica percorre a carga RLC que retorna pelo aterramento no terminal (3).

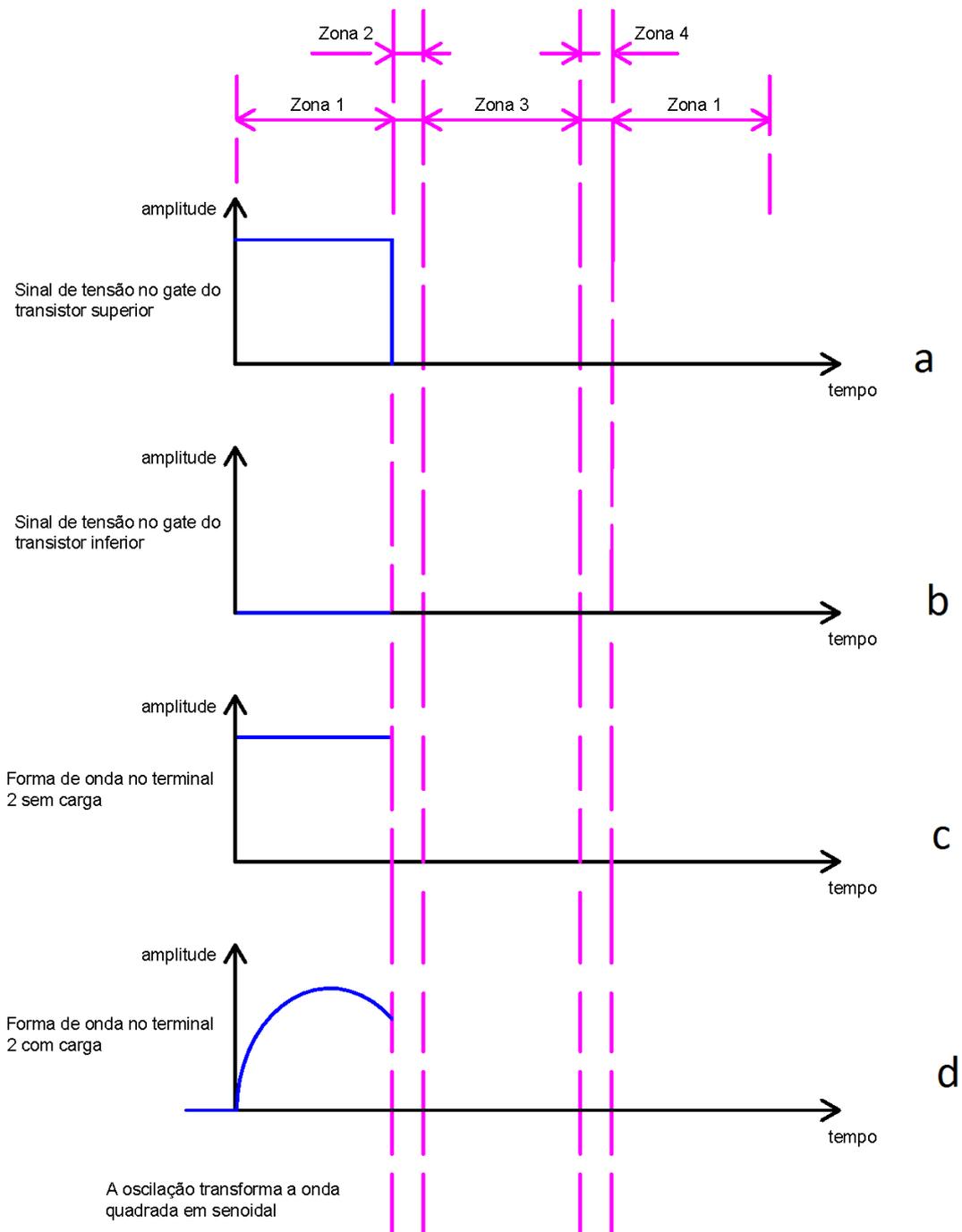


Figura 40 – Formas de onda da zona número 1:
 a) Sinal de tensão no *gate* do transistor superior
 b) Sinal de tensão no *gate* do transistor inferior
 c) Forma de onda no terminal 2, sem carga
 d) Forma de onda no terminal 2, com carga.

Fonte: Do autor.

Funcionamento da Zona Número 2

As Figuras 41a, 41b mostram os sinais de tensão inseridos no *gate* do *half bridge* nesta etapa. Não há sinais de tensão nos terminais (4) e (5) nos *gate*, e ambos os transistores permanecem desligados, produzindo um curto período de tempo chamado *dead time* (tempo morto). Nesse tempo morto a corrente elétrica continua a fluir no mesmo sentido daquela da zona número (1) através do terminal (2) devido aos capacitores CDS2 e CDS1 que fornecem cada um a metade de corrente elétrica total. À medida que estes capacitores se descarregam, o terminal (2) atinge o nível de tensão do terminal (3) que é o aterramento e logo após caminha para um nível de tensão negativo que será limitado pelo diodo antiparalelo D2, permitindo que a corrente elétrica da carga RLC flua no sentido negativo enquanto os transistores estão desligados.

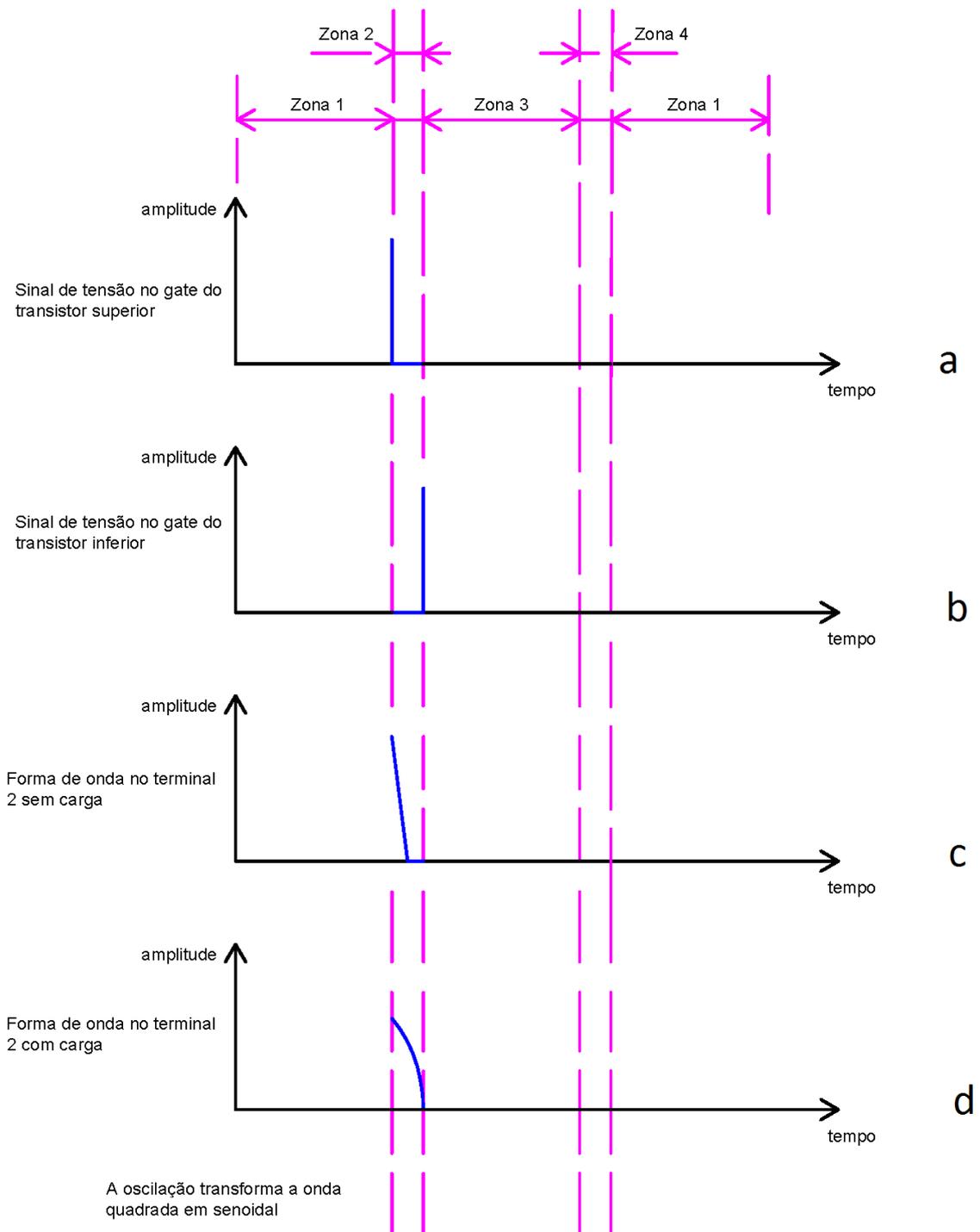


Figura 41 – Formas de onda da zona número 2.

- Sinal de tensão no *gate* do transistor superior
- Sinal de tensão no *gate* do transistor inferior
- Forma de onda no terminal 2, sem carga
- Forma de onda no terminal 2, com carga.

Fonte: Do autor.

Funcionamento da Zona Número 3

As Figuras 42a e 42b mostram os sinais de tensão inseridos no *gate* do *half bridge* nesta etapa. Na Figura 42a pode-se verificar que não há sinal de tensão no *gate* do transistor superior e na Figura 42b, existe um sinal de tensão positivo com forma de onda quadrada. Esta configuração permite desligar o transistor superior S1 e ligar o transistor inferior S2. O início do funcionamento da zona 3 coincide com o término do *dead time* e o terminal (2), ponto médio, está aterrado. Isso significa que o transistor inferior comuta em 0 volts (ZVS). A corrente elétrica flui através do transistor inferior, cruza 0 volts e continua a descer até um pico negativo. Nenhuma corrente flui através do barramento DC+ durante este período.

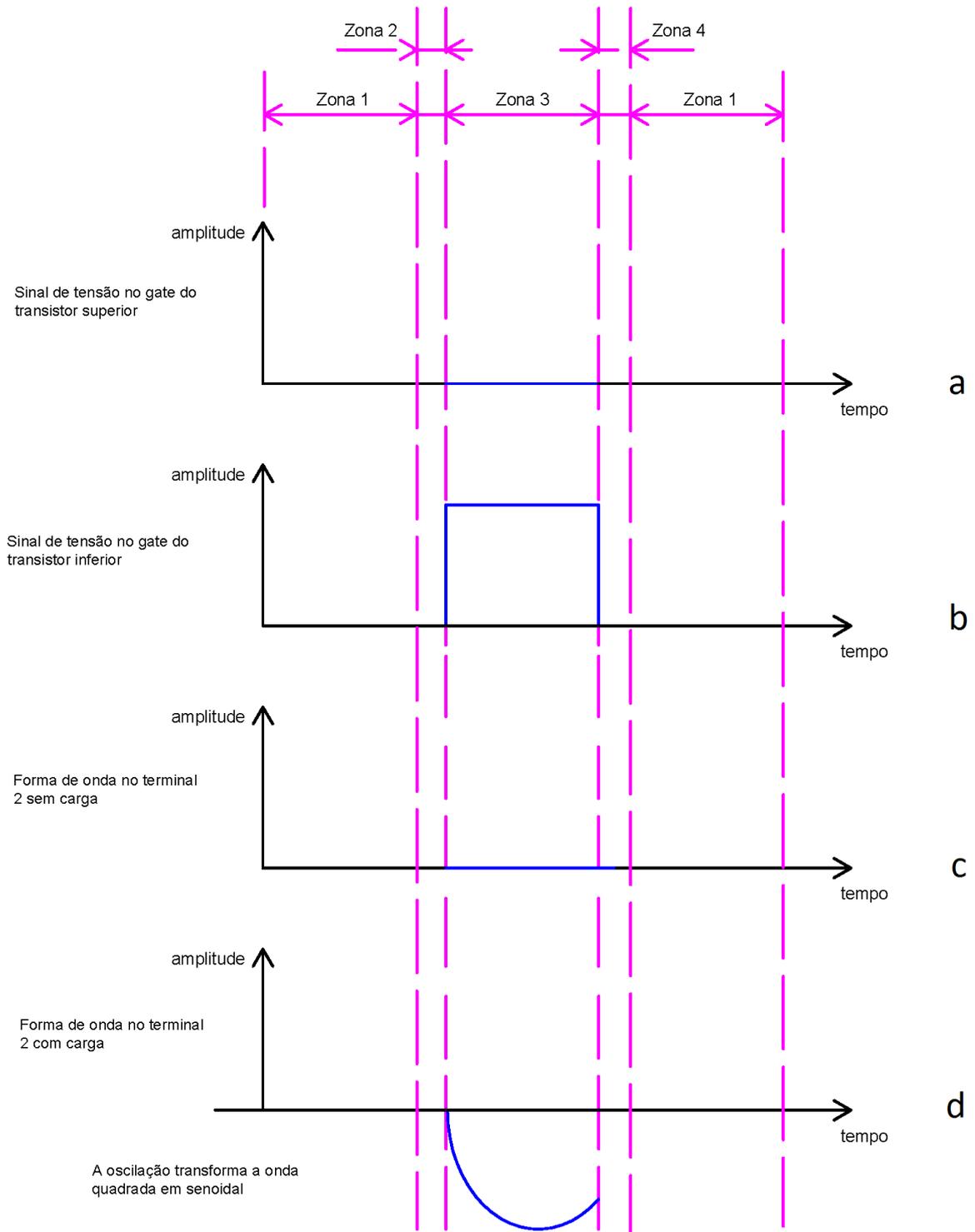


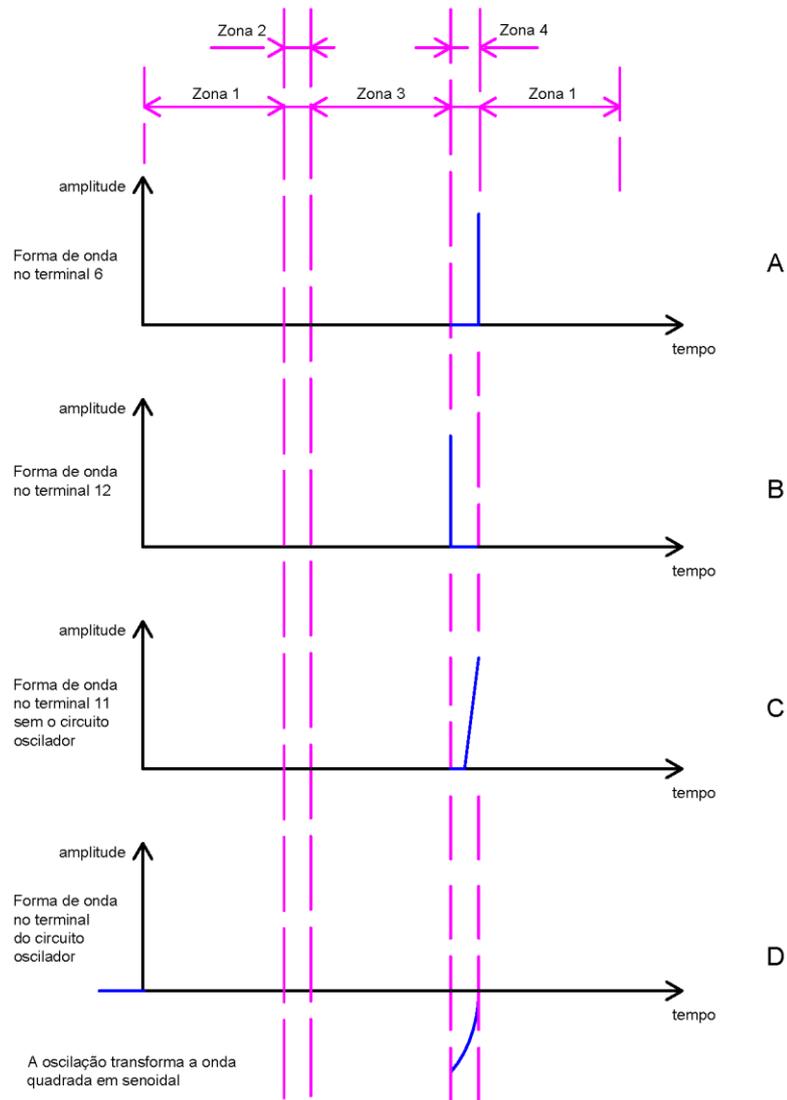
Figura 42 – Formas de onda da zona número 3

- a) Sinal de tensão no *gate* do transistor superior
- b) Sinal de tensão no *gate* do transistor inferior
- c) Forma de onda no terminal 2, sem carga
- d) Forma de onda no terminal 2, com carga

Fonte: Do autor.

Funcionamento da Zona Número 4

As Figuras 43a e 43b mostram os sinais de tensão inseridos no *gate* do *half bridge* nesta etapa em que o transistor inferior desliga-se e ambos os transistores permanecem desligados atingindo um novo período de *dead time*. A corrente elétrica continua a fluir no ponto médio para a carga RLC e é fornecida pelos capacitores CDS1 e CDS2. Quando eles se descarregam a tensão elétrica do ponto médio fica limitada pelo valor da tensão DC+ e o transistor superior é ligado novamente finalizando a zona 4 e dando início a uma nova zona 1.



Legenda

- a - Circuito Eletrônico de Controle
- b - Circuito Eletrônico de Potência
- c - Circuito de Acoplamento (Filtro)
- d - Circuito Oscilador

Figura 43 – Formas de onda da zona número 4.

- a) Sinal de tensão no *gate* do transistor superior
- b) Sinal de tensão no *gate* do transistor inferior
- c) Forma de onda no terminal 2, sem carga
- d) Forma de onda no terminal 2, com carga

Fonte: Do autor.

Observações a Respeito da Comutação em Tensão Zero Volts

A fim de garantir comutação em tensão zero (ZVS) através de ambos os transistores em suas respectivas zonas de funcionamento, é necessário que a tensão do terminal 2 que conduz a corrente de carga durante cada ciclo de funcionamento, esteja em 0 volts. Isto assegura a transição adequada do semi ciclo positivo para o negativo, e vice versa, em cada período de *dead time*. Se a tensão do ponto médio estiver em fase ou estiver atrasada em relação à corrente de carga, então um grande pico de corrente irá ocorrer, o que ocasionará perdas de energia na comutação dos transistores, podendo destruí-los termicamente.

Quando ocorre ZVS as perdas de energia na comutação são significativamente reduzidas, e podem-se obter velocidades de comutação mais elevadas.

Acionamento dos gates

Para o funcionamento do circuito *half bridge* é necessário fornecer os sinais de tensão elétrica adequados para o acionamento dos transistores. Estes sinais são fornecidos por circuitos integrados denominados *driver*.

Para o transistor superior é necessário um *driver* referenciado ao barramento de tensão DC+ do terminal (2) e para o transistor inferior um *driver* referenciado ao aterramento, terminal (3). As especificações dos *drivers* dependem das capacitâncias de entrada do transistor, da frequência de comutação e a amplitude da corrente do *half bridge*. Se a corrente elétrica do circuito em meia-ponte for menor que 500 mA e a frequência de comutação é menor que 100 KHz então um *driver* com capacidade para 600 V, tanto para o transistor superior quanto para o transistor inferior, será suficiente. Se a corrente do circuito em meia-ponte é maior que 1 A então o *driver* deve ter capacidade para 600 V tanto para o transistor superior quanto para o transistor inferior, além de mais um diodo antiparalelo (DG1), que deverá ser colocado em paralelo ao resistor do *gate* para descarregar as capacitâncias rapidamente durante o desligamento a fim de evitar perdas por comutação que geram aquecimento. Outro cuidado adicional para correntes acima de 1 A é colocar um resistor em série com o diodo antiparalelo do transistor para limitar as altas correntes provocadas pelas capacitâncias Miller.

Layout da Placa de Circuito Impresso

O projeto e a confecção de circuito impresso (PCB) é uma parte crítica do circuito em meia-ponte. Um *layout* ruim pode causar falta de confiabilidade que são indetectáveis até que o produto alcance um grande volume de utilização. O terminal (2) do circuito em meia-ponte é a maior fonte de ruídos elétricos porque nesse ponto existe a oscilação entre o aterramento e o barramento de tensão DC em uma dada frequência, por isso deve-se mantê-lo o mais longe possível dos circuitos de *drivers*, pois as interferências podem fazer com que esses integrados comutem os transistores em tempo errado. Os integrados e outros componentes de pequeno sinal devem ser ligados juntos em um único aterramento porque muitas conexões de pontos de aterramento provocam o surgimento de capacitores parasitas cada vez que correntes elétricas com alta intensidade fluem do aterramento da fonte de energia [44].

APÊNDICE B - O transistor MOSFET

MOSFET é a abreviação de *Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor* que significa Transistor de Efeito de Campo em que metal é um anacronismo vindo dos primeiros chips, quando os *gates* eram de metal, o que já não ocorre atualmente.

O princípio básico do transistor MOSFET ou simplesmente MOS, Figura 44, foi proposto em 1926 e patenteado em 1930, por Julius Edgar Lilienfeld. A realização física do transistor MOS não foi possível naquela época, devido a limitação tecnológica do controle da alta densidade de estados e cargas de superfície do condutor, blindagem do semiconductor, modulação da densidade de portadores, condutância entre os contatos da fonte e dreno entre outros. Apenas em 1960 obteve-se sucesso na fabricação do transistor MOS, na Bell Labs, por D. Kahng e M. Atalla [45].

Jan. 28, 1930.

J. E. LILIENFELD

1,745,175

Método e aparelho para controlar correntes elétricas

Requerimento Out. 8, 1926

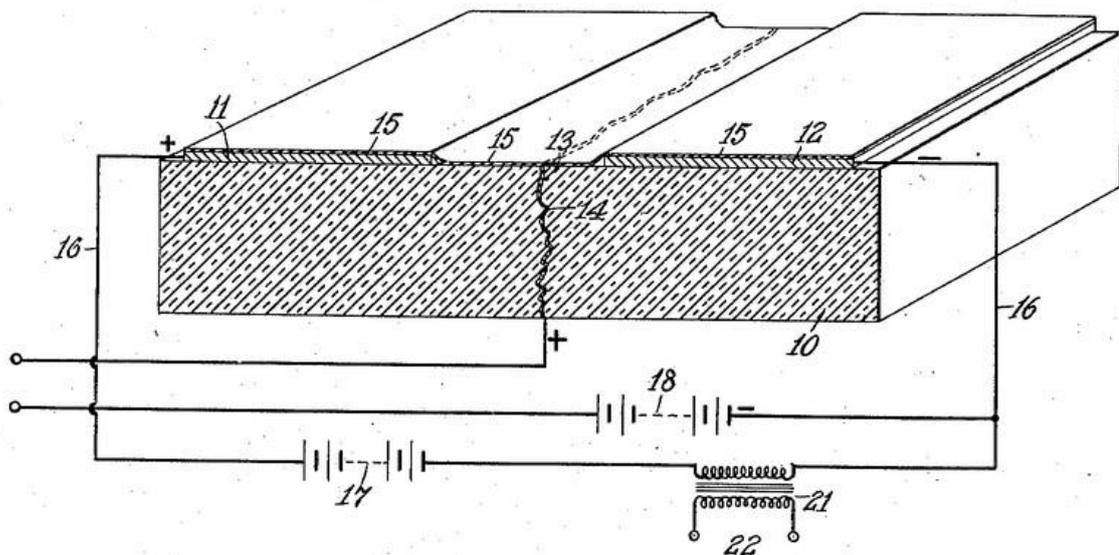


Figura 44 - Transistor de Lilienfeld em 1928
 Fonte: <http://www.google.com/patents/US1745175>

A Figura 45a apresenta o transistor MOSFET que foi construído originalmente como

um dispositivo de quatro terminais sendo a fonte (S), o *gate* ou portão (G), o dreno (D) e o terminal do corpo ou substrato (B), sendo que na maioria das vezes o substrato está ligado ao terminal da fonte (S) tornando-se um dispositivo de três terminais.

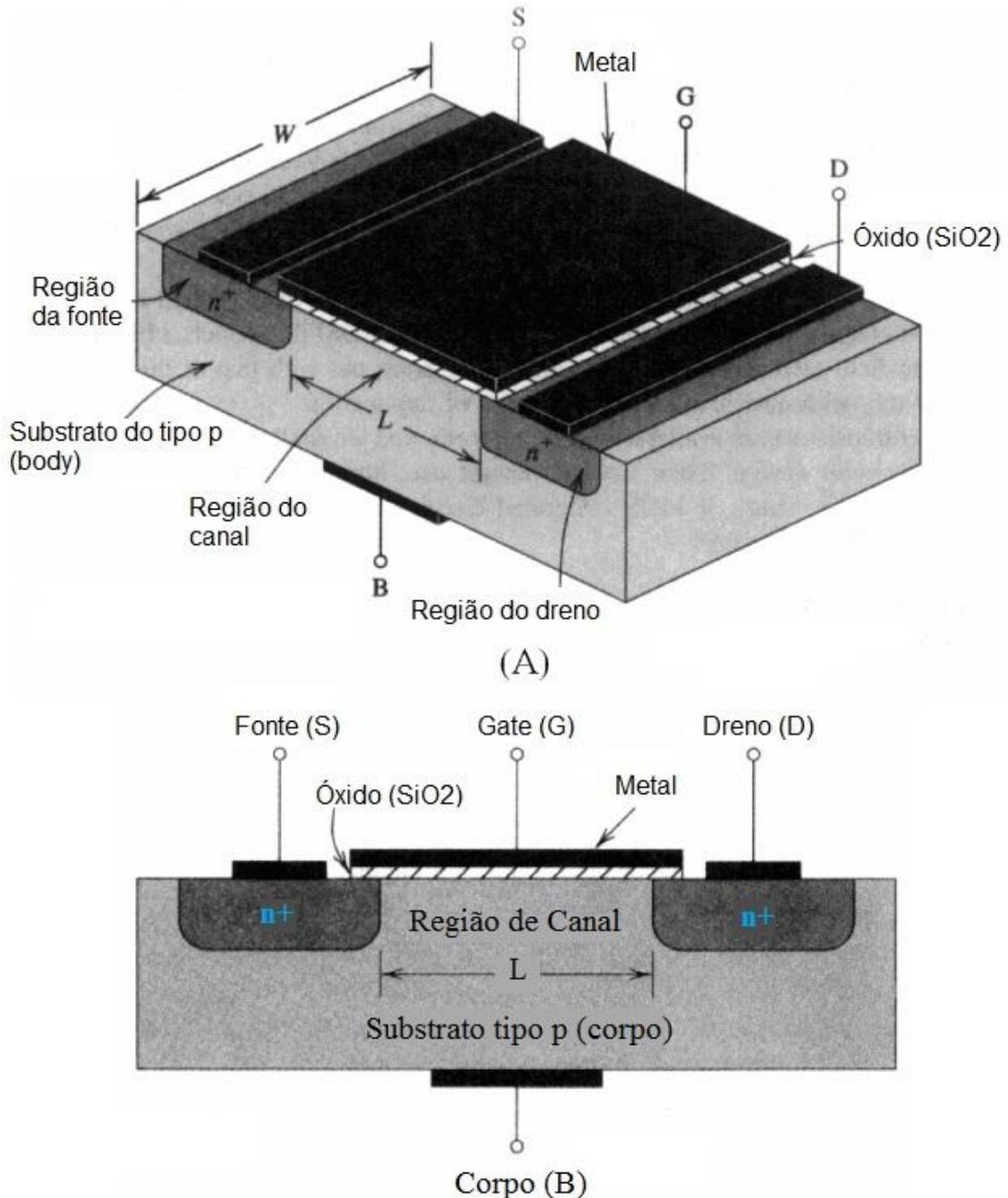


Figura 45 - Transistor MOSFET e seus terminais.

a) Visão em três dimensões

b) Corte transversal

Fonte: <http://www.iet.unipi.it/p.bagnoli/ea/transistore-mos1.pdf>

O transistor de efeito de campo tem esse nome devido ao efeito físico em que é baseado: o controle da condução de corrente do canal é feito através da aplicação de um campo elétrico no *gate*, que faz possível regular o fluxo de corrente entre os terminais fonte e

dreno. A condução ocorre somente através de um tipo de portador de carga, ou lacunas, ou elétrons, de modo que o FET também é chamado transistor unipolar. A estrutura física ideal do MOSFET é descrita na Figura 45b. Sobre um substrato monocristalino do tipo P, duas junções são feitas do tipo n+ (1), o qual comanda dois terminais chamados de dreno e fonte (D e S). Na área compreendida entre o dreno e a fonte é cultivada uma camada de dióxido de silício (espessura menor que 0,01 μm) que é um ótimo isolante. O eletrodo do *gate* é feito em silício policristalino. Existe também um quarto terminal ligado ao substrato incluído entre o dreno e a fonte que é chamado de canal.

Atualmente as tecnologias de semicondutores, apresentam valores típicos de L (largura da região do canal visto na Figura 45a) que giram em torno de 0,18 μm e de W (largura da região do substrato, também visto na Figura 45a) possui medidas da ordem de fração de micro metros. O substrato, ao contrário, tem uma espessura em proporções muito maiores: medidas típicas giram em torno da fração de milímetros (algumas centenas de micro metros) ou cerca de 1000 vezes maior que o canal L, ainda que, na Figura 46, esta diferença não está evidenciada.

Como se pode observar na Figura 45b, o substrato do tipo p forma com os dois terminais de dreno (D) e de fonte (S) do tipo n+, duas junções *pn* que no funcionamento normal são sempre mantidos em interdição (polarização inversa) [46].

Dependendo da polaridade dos materiais semicondutores usados, se possuem lacunas ou elétrons como portadores de carga, podendo haver MOSFET de canais N ou P. A Figura 46 mostra o símbolo utilizado nas aplicações em eletrônica [47].

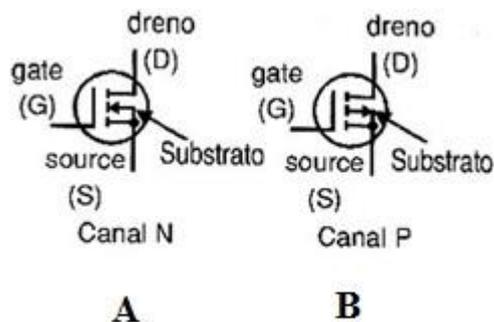


Figura 46-Simbologia utilizada para transistores MOSFET.

a) Transistor tipo N

b) Transistor tipo P

Fonte: <http://www.newtoncbraga.com.br/index.php/como-funciona/6417-art977>

Os MOSFETS são bastante sensíveis às descargas estáticas, portanto seu manuseio deve ser feito com muito cuidado no sentido de não se tocar na comporta sob pena de

danificar de modo irreversível o componente. O que ocorre é que a descarga “fura” a finíssima camada de óxido que isola a comporta do canal, tornando o componente inutilizável.

Uma das preocupações que o engenheiro de projetos de sistemas de potência tem nos dias atuais, é escolher o dispositivo ideal de controle para a sua aplicação. Em especial, as características dos semicondutores de potência mais usados para esta finalidade, que são o IGBT (*Insulated Gate Bipolar Transistor*) e o MOSFET de potência deixam qualquer profissional em dúvida. Para os tipos básicos de IGBT e MOSFET a diferença principal está na estrutura interna. Enquanto no MOSFET a conexão do dreno está em contato direto com a camada $-n$, no IGBT existe uma camada adicional $+p$ que é justamente o elemento bipolar. Para um MOSFET comum de alta tensão, a resistência R_{DSon} (resistência entre o dreno e a fonte quando o transistor está saturado) é relativamente elevada justamente devido à estrutura unipolar. Para um IGBT a resistência em condução é muito menor devido à modulação de portadores de carga. Mas existem ainda diferenças em relação ao tempo que o dispositivo demora em desligar. Para o MOSFET o tempo que o transistor demora em deixar de conduzir a corrente depende apenas da capacitância do *gate*, enquanto que para o IGBT este tempo é maior, dependendo das características da própria estrutura do semicondutor. Isso significa que o tempo de desligamento de um MOSFET pode ser desprezado quando comparado ao de um IGBT, nas aplicações que envolvem sinais de frequência elevadas. Por este motivo, os IGBTs são preferidos para as aplicações que operam com baixas frequências de comutação enquanto que os MOSFETs de potência têm um melhor desempenho nas aplicações em que correntes de frequências mais elevadas devam ser controladas [48].