



CENTRO PAULA SOUZA
COMPETÊNCIA EM EDUCAÇÃO PÚBLICA PROFISSIONAL

Centro Estadual de Educação Tecnológica Paula Souza
GOVERNO DO ESTADO DE SÃO PAULO



FACULDADE DE TECNOLOGIA DE SOROCABA
Curso de Tecnologia em Saúde – Modalidade Projetos, Operação e
Manutenção de Aparelhos Médico-Hospitalares

Bruno Freitas da Motta

**DESENVOLVIMENTO DE UM
DISPOSITIVO DE ALTA FREQUÊNCIA E
ALTA TENSÃO PARA REALIZAÇÃO DE
ENSAIOS DE BARREIRA DE PROTEÇÃO
EM EQUIPAMENTOS DE ENDOSCOPIA**

SOROCABA
1º Semestre 2009

Bruno Freitas da Motta

**Desenvolvimento de um dispositivo de alta
frequência e alta tensão para realização de
ensaios de barreira de proteção em
equipamentos de endoscopia**

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado ao Departamento de Saúde
da Faculdade de Tecnologia de Sorocaba
como parte dos requisitos para obtenção
do título de Tecnólogo em Saúde.

Prof.^o Dr. José Luiz Antunes de Almeida
Orientador da Faculdade de Tecnologia de Sorocaba

Tec^{go}. M.Sc. Márcio Bottaro
Orientador do Instituto de Eletrotécnica e Energia

SOROCABA
1ºSemestre 2009

FOLHA DE APROVAÇÃO

Bruno Freitas da Motta

Desenvolvimento de um dispositivo de alta frequência e alta tensão para realização de ensaios de barreira de proteção em equipamentos de endoscopia

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Departamento de Tecnologia em Saúde da Faculdade de Tecnologia de Sorocaba como parte dos requisitos para obtenção do título de Tecnólogo em Saúde

Data de Aprovação: 27/03/2009

COMISSÃO EXAMINADORA:

Profº. Dr. José Luiz Antunes de Almeida

Professor Orientador da Faculdade

Faculdade de Tecnologia de Sorocaba

Tec^{go}. M.Sc. Márcio Bottaro

Professor Orientador do Local de Estágio

Instituto de Eletrotécnica e Energia da Universidade de São Paulo

Prof. M.Sc. Sérgio Moraes

Professor Convidado

Faculdade de Tecnologia de Sorocaba

DEDICATÓRIA

A minha avó Geni por sua enorme vontade de viver e por me auxiliar durante toda a minha vida.

À minha futura esposa Aline por toda sua paciência, apoio e compreensão.

AGRADECIMENTOS

Ao orientador e amigo Márcio Bottaro por me auxiliar, e muito, durante o período de estágio e de desenvolvimento deste trabalho, a sua enorme paciência em explicar diversos assuntos complexos de uma forma simples e por acreditar em meu desempenho durante este trabalho.

Ao meu chefe e amigo Vlamir Viana, que graças a sua perspicácia, fez uma excelente escolha no processo de seleção de estagiários e confiar a mim a responsabilidade de desenvolver este trabalho.

A minha namorada Aline Obana por sempre estar ao meu lado tanto nos momentos bons quanto nos ruins, pela paciência em me aturar, por me ajudar em tudo que preciso e por me proporcionar diversos momentos especiais.

Aos meus pais Aparecido Admilson P. da Motta e Terezinha Freitas da Motta pelo apoio e compreensão durante toda a minha vida e pelo apoio financeiro durante meu período de faculdade.

Ao meu irmão William F. Motta por me proporcionar bons momentos durante minha vida e por toda confiança em mim depositada e a minha irmã Fanny F. Motta por sempre acreditar em meu sucesso.

Ao Professor Dr. José Luiz Antunes de Almeida pela orientação, esclarecimentos de dúvidas e empréstimo de um livro por quase um semestre.

A professora Elisabeth Pelosi Teixeira por todo esforço para que a apresentação deste trabalho pudesse ser adiantada junto à FATEC devido a minha aprovação em um concurso público.

Ao Tecnólogo Ricardo Abreu pelo esclarecimento de diversas dúvidas, pela paciência em suas explicações principalmente nos momentos iniciais do meu estágio.

Aos amigos da STEEE Gil, Marcelo, Everaldo, Tiago, Bruna, Daniele por todo auxílio durante meu período de estágio e por me proporcionarem diversos momentos de descontração.

Ao Marcos da STDTS pelo empréstimo de diversos componentes necessários para a concretização do dispositivo que gerou este trabalho.

Aos meus amigos Catatau, Biroca, Pira, Limeira, Buriti, Tião, Léo, Marco, Lessa e Will Fubango da república Fubangópolis pelo “auxílio moradia” durante meus primeiros meses de estágio em São Paulo e aos meus amigos Gabriel, Café, Tiuzinho, Bixo, B1, B2, Bruno, Alisson e Diego da república Katapulta pelo “auxílio moradia” nos dias de aula em Sorocaba.

EPÍGRAFE

A sabedoria da vida não está em fazer aquilo que se gosta, mas gostar daquilo que se faz.

Leonardo da Vinci.

RESUMO

A norma ABNT NBR IEC 60601-2-18: 2002 estabelece os requisitos mínimos de segurança para equipamentos de endoscopia. Esta norma só se aplica aos endoscópios que são conectados de alguma forma a uma unidade de alimentação. Estes endoscópios são então considerados como a parte aplicada de tais unidades de alimentação, que podem ser: fontes de luz, processadores de vídeo, processadores de ultra-som e similares. Esta norma também se aplica a endoscópios que são utilizados juntamente com acessórios que possuam unidades de alimentação, como por exemplo, as unidades cirúrgicas de alta frequência, também conhecidas como bisturis eletrônicos.

A STEEE visando a futura acreditação para realização de todos os ensaios referentes a esta norma percebeu a necessidade de desenvolver um dispositivo que gerasse alta frequência e alta tensão para realizar os ensaios de barreira de proteção nos equipamentos de endoscopia. O ensaio de barreira de proteção visa verificar se o equipamento possui uma isolamento suficiente para garantir que caso ocorra uma falha durante a utilização, o equipamento não conduza corrente alguma para o paciente e operador, garantindo assim a segurança destes. Estes ensaios consistem basicamente na aplicação de alta tensão entre os pontos os quais se pretende avaliar a isolamento.

Para o desenvolvimento do dispositivo proposto foram estudadas diversas topologias de inversores para verificar qual possuía uma configuração que pudesse atender aos parâmetros pré-estabelecidos pela Norma. Posteriormente foram feitas algumas simulações utilizando o *software* OrCAD PSpice AD versão 10.3 para analisar o comportamento do circuito. Após as simulações o protótipo foi construído e testado. Nos primeiros testes foram utilizados um gerador arbitrário de sinais para chaveamento do circuito e uma fonte DC comercial para que os testes do conversor principal fossem desenvolvidos mais rapidamente. Após os resultados serem alcançados, foram desenvolvidos um circuito oscilador e uma fonte DC para conclusão do dispositivo.

O dispositivo final desenvolvido constitui uma fonte de alta tensão (até 4 kVp) que proporciona a seleção de duas frequências, 360 kHz e 40 kHz que atende as especificações de ensaio estabelecidos pela Norma.

Palavras chave: endoscópio, barreira de proteção, segurança elétrica.

ABSTRACT

The ANBT NBR IEC 60601-2-18: 2002 standard establishes the minimum safety requirements for the endoscopic equipments. This standard applies only to endoscopes that are connected to supply units, being considered as applied part of these supply units that can be: light source, video processor, ultra-sound processor and similar. The standard requirements are also applied for endoscopes that are used together with accessories that have their own supply units, for example, the high frequency surgical units, also known as electrosurgical units.

The STEEE intends to obtain accreditation in the future to realize all tests required by this standard and this intention required the development of a device that could generate high frequency and high voltage to realize the guards' tests in the endoscopic equipments. The guards' tests are intended to verify if the equipment has a sufficient isolation to grantee that in failure conditions, the equipment provides means to avoid undesirable current to the patient and operator, maintaining their safety during the procedures of use. These tests consist basically in the application of a high voltage between the points where the isolation must be evaluated.

For the development of this device many topologies of inverters were studied to verify which attempt to the requirements established by standard. Afterwards simulations had been made using the software OrCAD PSpice AD version 10.3 to analyze the behavior of the circuit. In the sequence, the prototype was build and tested. In the first's tests an arbitrary signal generator was used to generate circuit switching and a commercial DC power supply was also applied in such a way that the tests of the power converter could be optimized. After the results has been achieved, both oscillator circuit and a DC power supply was developed separately and embedded in the device.

The final device mainly consists of a high frequency and high voltage generator (up to 4 kVp) that can operate in two frequencies, 360 kHz and 40 kHz and fulfill the standard requirements.

Keywords: endoscope, guards, electric safety.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1-1 – Fluxograma de certificação produto.	17
Figura 1-2 – Phillip Bozzini (á esquerda) e o <i>Lichtleiter</i> (á direita).	20
Figura 1-3 – Estruturas de um endoscópio rígido.	23
Figura 1-4 – Comandos de um endoscópio flexível.	24
Figura 1-5 - Corte lateral do “corpo de controle” de um endoscópio.	24
Figura 1-6 – Sistema de lentes utilizado para aquisição de imagens.	25
Figura 1-7 – Sistema de transmissão de imagem por fibras ópticas.	26
Figura 1-8 – Espaço morto existente num feixe de fibras ópticas.	27
Figura 1-9 - Sensor de imagem CCD.	28
Figura 1-10 – Captação e processamento de imagem de um vídeo-endoscópio.	29
Figura 1-11 – Propagação de luz dentro de uma fibra óptica.	30
Figura 1-12 - Fibra óptica multimodal.	31
Figura 1-13 - Fibra óptica monomodal.	31
Figura 1-14 – Nomes específicos dos endoscópios de acordo com o local de utilização.	32
Figura 1-15 – Ponta de um endoscópio com canal para instrumentação.	33
Figura 1-16 – Onda senoidal pura.	34
Figura 1-17 – Onda senoidal amortecida.	35
Figura 1-18 – Sistema eletrocirúrgico monopolar (à esquerda); sistema bipolar (à direita).	36
Figura 1-19 – Instituto de Eletrotécnica e Energia da USP.	40
Figura 2-1 – Diagrama de blocos de uma fonte de alimentação AC/DC e suas respectivas formas de onda.	44
Figura 2-2 - Conversor <i>Buck</i> .	45
Figura 2-3 - Conversor <i>Boost</i> .	46
Figura 2-4 - Conversão <i>Flyback</i> .	47
Figura 2-5 - Conversão <i>Cuk</i> .	47
Figura 2-6 – Conversor <i>SEPIC</i> .	48
Figura 2-7 - Conversor <i>Forward</i> .	49
Figura 2-8 - Conversor <i>Forward</i> a dois transistores.	49

Figura 2-9 - Conversor <i>Push-pull</i> .	50
Figura 2-10 - Conversor meia ponte.	51
Figura 2-11 - Conversor em ponte completa.	52
Figura 2-12 - Circuito puramente resistivo.	54
Figura 2-13 – Circuito indutivo, defasagem da forma de onda e representação fasorial.	55
Figura 2-14 - Circuito capacitivo, defasagem da forma de onda e representação fasorial.	56
Figura 2-15 – Impedância total de um circuito RLC.	57
Figura 2-16 - Representação vetorial impedância.	57
Figura 2-17 - Circuito RLC série.	58
Figura 2-18 - Curva típica frequência de ressonância.	59
Figura 2-19 - Variações na intensidade de corrente na frequência de ressonância por diferentes valores de R.	60
Figura 2-20 - Eficiência <i>versus</i> Frequência de operação.	61
Figura 2-21 a) formas de onda do modo de corrente zero, b) formas de onda do modo de tensão zero.	62
Figura 2-22 – Comparativos entre os semicondutores de potência.	64
Figura 4-1 – Circuito <i>Flyback</i> ressonante.	75
Figura 4-2 – Simulação circuito tanque ressonante – comportamento inicial.	76
Figura 4-3 – Circuito <i>Flyback</i> ressonante 2.	77
Figura 4-4 – Simulação circuito <i>Flyback</i> ressonante – comportamento estável.	78
Figura 4-5 – Gráfico da tensão sobre o elemento chaveador.	79
Figura 4-6 – <i>Layout</i> da placa gerado com o <i>software</i> ORCAD <i>layout plus</i> .	80
Figura 4-7 – Placa de circuito impresso confeccionada pelo processo de fresamento e metalização.	81
Figura 4-8 – Placa do dispositivo com seus componentes.	82
Figura 4-9 – Diagrama total do dispositivo final.	84
Figura 4-10 – Painel de controle em <i>Labview</i> do dispositivo.	85
Figura 4-11 – Forma de onda da tensão de saída no modo corte.	86
Figura 4-12 - Forma de onda da tensão de saída no modo coagulação tipo fulguração.	87
Figura 4-13 – Ruptura da isolamento entre o primário e o secundário do transformador.	89

LISTA DE TABELAS

Tabela 1-1 – Classificação dos endoscópios quanto à (ao):	22
Tabela 2-1 – Requisitos estabelecidos pela cláusula 42.5 – Barreira de proteção	42
Tabela 2-2 - Classificação das fontes alimentação.	44
Tabela 2-3 – Semicondutores de potência e suas principais características.	65

LISTA DE ABREVIATURAS

ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnicas

AC – Alternated Current (Corrente Alternada)

ANVISA – Agência Nacional de Vigilância Sanitária

BPF – Boas Práticas de Fabricação

CCD – *Charge Coupled Device* (Dispositivo de Carga Acoplada)

CESP – Companhia Energética de São Paulo.

COMASP – Companhia Metropolitana De água de São Paulo

DC – Direct Current (Corrente Direta, Corrente Contínua)

ECAF – Equipamento Cirúrgico de Alta Frequência

IEC - *International Electrotechnical Commission* (Comissão Internacional de Eletrotécnica)

IEE – Instituto de Eletrotécnica e Energia

INMETRO - Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial

ISO – *International Organization for Standardization* (Organização Internacional de Normalização)

NBR – Norma Brasileira Regulamentada

OCP – Organismo de Certificação de Produto

RDC – Resolução de Diretoria Colegiada

RIT – Reflexão Interna Total

SABESP - Companhia de Saneamento Básico do Estado de São Paulo

STDTS – Seção Técnica de Desenvolvimento Tecnológico em Saúde

STEE – Seção Técnica de Ensaios em Equipamentos Eletromédicos

UNICAMP – Universidade Estadual de Campinas

USP – Universidade de São Paulo

LISTA DE SÍMBOLOS

ω – Velocidade angular

φ – Ângulo de defasagem

η – Relação de espiras

n_0 – Índice de refração

n_i – Índice de refração do núcleo

n_t – Índice de refração do revestimento

θ – Ângulo de incidência

θ_i – Ângulo de incidência do núcleo

θ_t – Ângulo de refração do revestimento

Ω – Resistência expressa em omhs

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	17
1.1	Endoscópios	19
1.1.1	Histórico	19
1.1.1.1	Antes de 1800	19
1.1.1.2	1800-1900	19
1.1.1.3	1900-Presente	21
1.1.2	Classificação dos endoscópios	21
1.1.2.1	Classificação quanto à estrutura	22
1.1.2.1.1	Endoscópio rígido	22
1.1.2.1.2	Endoscópio flexível	23
1.1.2.2	Classificação quanto ao mecanismo de visualização	25
1.1.2.2.1	Por lentes	25
1.1.2.2.2	Por fibras ópticas	25
1.1.2.2.3	Por sensor CCD	27
1.1.2.3	Classificação quanto ao mecanismo de iluminação	29
1.1.2.3.1	Por fibras ópticas	29
1.1.2.4	Classificação quanto ao tipo de aplicação	31
1.1.3	Acessórios	32
1.1.3.1	Equipamentos Cirúrgicos de Alta Frequência (ECAF)	33
1.2	Histórico do Instituto de Eletrotécnica e Energia	37
1.3	Justificativa	41
1.4	Objetivos	41
2	REVISÃO DA LITERATURA	42
2.1	Parâmetros Pré-Estabelecidos	42
2.2	Topologias de Fontes de Alimentação	43
2.3	Topologias de inversores utilizados como conversores DC/DC	45
2.3.1	Conversor <i>Buck</i>	45
2.3.2	Conversor <i>Boost</i>	45

2.3.3	Conversor <i>Flyback</i>	46
2.3.4	Conversor <i>Cuk</i>	47
2.3.5	Conversão SEPIC (<i>Single Ended Primary Inductor Converter</i>)	47
2.3.6	Conversão <i>Forward</i>	48
2.3.7	Conversão <i>Forward</i> a dois transistores	49
2.3.8	Conversão <i>Push-pull</i>	50
2.3.9	Conversão em Meia ponte (<i>Half-bridge</i>)	50
2.3.10	Conversão em Ponte completa (<i>Full-bridge</i>)	51
2.4	Ressonância de um Circuito	53
2.4.1	Reatância	53
2.4.1.1	Circuitos Resistivos	53
2.4.1.2	Circuitos indutivos	54
2.4.1.3	Reatância capacitiva	55
2.4.2	Impedância complexa ou impedância total do circuito	56
2.4.3	Circuito RLC série	58
2.4.3.1	Fator de Qualidade (Q)	60
2.5	Conversores Ressonantes	60
2.6	Semicondutores de potência	63
3	METODOLOGIA	68
3.1	Definição dos conversores necessários	68
3.2	Cálculos	68
3.3	Simulações	71
3.4	Projeto e construção do circuito eletrônico	71
3.4.1	Escolha do elemento chaveador	71
3.4.2	Processo de confecção da placa de circuito impresso	72
3.5	Medição dos parâmetros estabelecidos no projeto (Validação do dispositivo)	72
3.6	Desenvolvimento do programa de controle utilizando <i>software Labview®</i>	72
3.7	Desenvolvimento do procedimento de utilização do dispositivo	73

4	RESULTADOS	74
4.1	Cálculos	74
4.2	Simulações	74
4.3	Projeto e construção do circuito eletrônico	79
4.3.1	Escolha do Elemento Chaveador	79
4.3.2	Processo de confecção da placa de circuito impresso	80
4.4	Circuito Final	83
4.5	Programa de controle utilizando o <i>software Labview®</i>	85
4.6	Validação do dispositivo	86
4.6.1	Tensão de Ensaio no Modo Corte	86
4.6.2	Tensão de Ensaio no Modo de Coagulação Tipo Salva	87
4.6.3	Tensão de Ensaio no Modo de Coagulação Tipo Fulguração	87
4.7	Problemas encontrados durante as medições e ensaios	88
5	CONCLUSÃO	90
6	BIBLIOGRAFIA	92

1 INTRODUÇÃO

No Brasil, a norma que estabelece os parâmetros de segurança dos equipamentos de endoscopia é a ABNT NBR IEC 60601-2-18: 2002 – Prescrições particulares para a segurança de equipamentos de endoscopia ¹, e para que os fabricantes de endoscópios possam comercializar estes equipamentos é necessário que estes tenham um registro na Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), que exige como um dos requisitos para tal registro um certificado emitido por um laboratório de ensaio acreditado pelo INMETRO.

Este relatório técnico emitido pelo laboratório de ensaio relata todos os ensaios relativos à segurança do equipamento, e se este possuir 100% de conformidade com a norma vigente para seu equipamento, o fabricante pode entrar com o pedido de registro do seu produto.

O fluxograma da Figura 1-1 exemplifica como deve seguir o processo de certificação de um produto para a área médica.

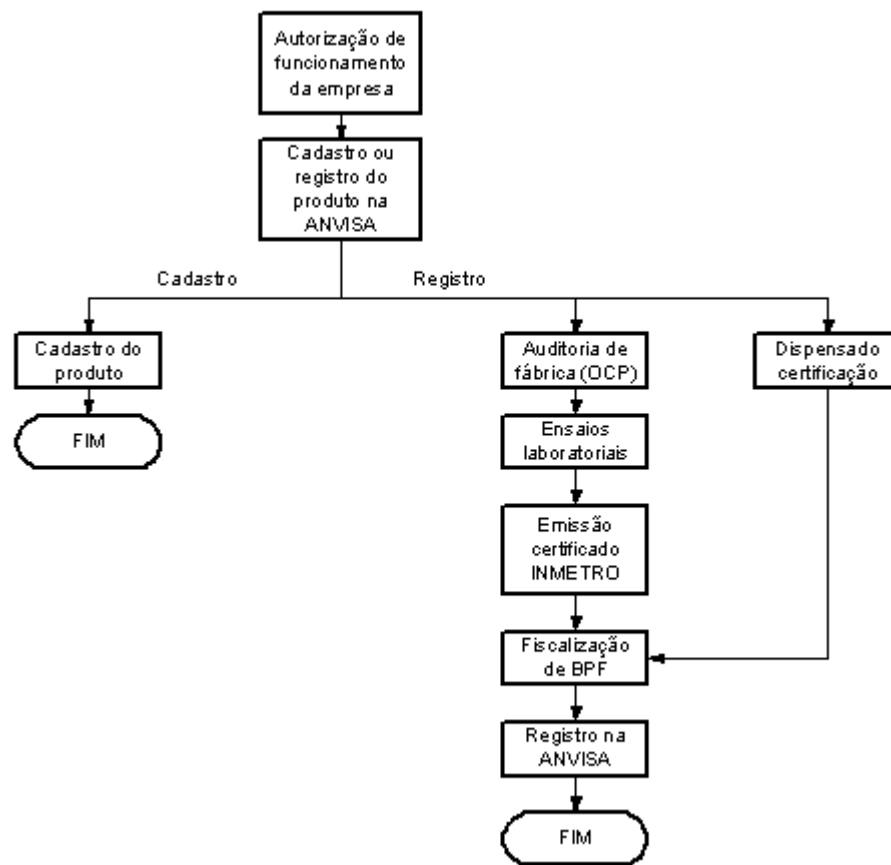


Figura 1-1 – Fluxograma de certificação produto. ²

A Resolução nº. 32 de 2007 da ANVISA determina quais os equipamentos eletromédicos que precisam ou não passar pelo processo de certificação, os equipamentos dispensados da certificação passam apenas por uma fiscalização de Boas Práticas de Fabricação (BPF) e se estiver tudo em conformidade a empresa consegue obter o registro de seu produto na ANVISA.²

Os equipamentos de endoscopia possuem diversas aplicações e sua estrutura e nomenclatura varia de acordo com o fabricante, modelo e aplicação, entretanto tais aparelhos possuem algumas características em comum, como por exemplo, o possível uso destes endoscópios em conjunto com outros aparelhos, como uma fonte de luz, um bisturi eletrônico, um sistema de aquisição de imagem, etc.

O endoscópio quando utilizado com outros equipamentos, deve possuir uma isolamento dielétrica para garantir que no caso de uma possível falha de algum dos equipamentos, o endoscópio não conduza corrente alguma para o paciente. O ensaio de barreira de proteção visa verificar se o equipamento possui uma isolamento suficiente para garantir que tal risco não ocorra, e os limites e valores de ensaio são todos prescritos pela norma.

Alguns endoscópios possuem um canal para instrumentação, no qual podem ser introduzidos o eletrodo ativo de um bisturi eletrônico, e como estes bisturis trabalham em alta frequência (por norma acima de 300 kHz), há também a necessidade de verificar se o endoscópio possui isolamento suficiente em altas frequências.

1.1 Endoscópios

A palavra endoscópio é derivada de duas palavras gregas, endo que significa “dentro” e cópio que significa “ver”. Portanto, o termo endoscopia pode ser definido como: “instrumento utilizado para visualizar e examinar o interior dos órgãos ocos ou cavidades do corpo”.

1.1.1 Histórico

1.1.1.1 Antes de 1800

Métodos semelhantes aos do endoscópio surgiram na antiguidade com a inspeção de aberturas no corpo usando o espéculo, um instrumento em forma de colher para expandir as aberturas da boca, ânus, e vagina. Outro instrumento de importância fundamental para o endoscópio é o cateter, que vem sendo usado para evacuar bexigas cheias (em demasia) por mais de 3000 anos. Cateteres e instrumentos similares a endoscópios eram usados rotineiramente por Hipócrates II (460-377 A.C.), quando inspecionavam a cavidade oral e a faringe, incluindo operações de amígdalas, úvula e fólipos nasais.

1.1.1.2 1800-1900

Em 1804, Phillip Bozzini rouba a cena com o *Lichtleiter* (Figura 1-2), que tornava possível visualizar dentro do corpo introduzindo o endoscópio por aberturas estreitas. Este protótipo desenvolvido por Bozzini consistia em um tubo oco pelo qual a luz de uma vela, e até mesmo a luz do sol, era direcionada para visualizar dentro das aberturas corpóreas. O *Lichtleiter* consistia em duas partes: (1) um guia de luz com a parte ótica; e (2) a parte mecânica a qual consistia os tubos de visualização e uma parte para acomodar o material a ser examinado. Este instrumento possuía aproximadamente 35 cm de altura.



Figura 1-2 – Phillip Bozzini (á esquerda) e o Lichtleiter (á direita).³

Em 1828, o físico C. H. Pfaff mencionou que fios de prata podiam ficar incandescentes se a corrente elétrica passasse através destes. O calor gera uma luz branca que promove um campo de visualização tão brilhante que deu origem a primeira fonte interna de luz. Entretanto, o calor simultâneo que era produzido pelo fio era tão intenso que era difícil unir a ponta de pequenos endoscópios.

Em 1874, Gustave Trouvé, um fabricante de instrumentos de Paris, lançou o poliscópio em uma apresentação mundial em Vienna. Este poliscópio devido a suas diferentes configurações poderia ser utilizado para várias aplicações, tais como: retoscópio, gastroscópio, laringoscópio e citoscópio para visualizar dentro do reto, estômago, laringe e trato urinário respectivamente. Trouvé foi também responsável por obter sucesso com a idéia de usar corrente elétrica para iluminação endoscópica (baseado nas descobertas de Pfaff) colocando uma fonte de luz na ponta do instrumento, e o primeiro a realizar a iluminação interna.

Em 1876, Maximilian Nitze começou seu trabalho com uretroscópio e por volta de 1877 ele obteve instrumentos para iluminação da uretra, bexiga, e laringe usando o método de iluminação por fios de platina. Nitze também relatou a primeira citoscopia da bexiga urinária em 1877. Por volta de 1879, Nitze teve seus instrumentos patenteados para bexiga, uretra, estômago e esôfago na Europa e nos Estados Unidos.

Outras tecnologias também auxiliaram no aperfeiçoamento dos endoscópios como a invenção da lâmpada de bulbo por Thomas Edison que permitiu que pequenas fontes de luz pudessem ser acopladas a ponta dos endoscópios sem a necessidade de refrigeração e também o

uso de fibras óticas foi que prefigurado pelo Dr. Roth e o professor Reuss de Vienna, em 1888, quando eles usaram hastes de vidro curvadas para iluminar as cavidades do corpo.

1.1.1.3 1900-Presente

Com o avanço dos mais sofisticados equipamentos e das descobertas nas áreas de tecnologias e eletricidade, as capacidades de iluminação foram melhoradas extremamente. Novas e melhores qualidades de lentes, prismas e espelhos realçaram o potencial de aplicação na endoscopia e proporcionaram novas vias de aplicação.

Tais avanços proporcionaram extremas melhorias nos endoscópios e em 1912 Sussmann relatou o primeiro gastroscópio parcialmente flexível, o qual utilizava sistema de parafusos e alavancas para controlar o eixo de visualização.

Um dos principais avanços que contribuíram e muito para o aperfeiçoamento dos endoscópios foi a invenção das fibras ópticas. Estas pequenas fibras de vidro ou plástico (da ordem de 1 mm) permitiram a iluminação na ponta dos endoscópios com “luz fria”, além de melhorar a qualidade da iluminação.³

O sistema óptico dos endoscópios rígidos também melhorou neste período com a introdução das lentes de bastão ou haste desenvolvidas e patenteadas por Harold H. Hopkins.⁴

Outra importante técnica começou a surgir em 1980, com a introdução da tecnologia de vídeo-chip. Estes vídeo-chips possibilitaram o desenvolvimento dos vídeo-endoscópios que geravam uma imagem digital podia ser visualizada pelo endoscopista (uma visualização melhor do que a da ocular) e por toda a equipe simultaneamente. E também esta imagem podia ser armazenada, processada, analisada e transmitida para qualquer lugar.⁵

1.1.2 Classificação dos endoscópios

Com a rápida evolução da tecnologia e das inúmeras aplicações surgiram ao longo dos anos diversos tipos de endoscópios, os quais traziam consigo diferentes tecnologias quanto ao sistema utilizado em sua estrutura, ao meio o qual utilizavam para visualização e iluminação do local de interesse. A Tabela 1-1 mostra de uma forma organizada, a classificação que pode ser

adotada para descrever melhor as características de cada tipo de endoscópio. Note que os endoscópios podem diferenciar-se quanto à estrutura, ao mecanismo de visualização, e antigamente, até antes do invento da fibra óptica, os meios utilizados para iluminação podiam variar, desde lâmpadas, velas, ou até mesmo a luz do sol como no *Lichtleiter* de Bozzini, porém após a introdução das fibras ópticas para tal finalidade, estas passaram a integrar o sistema de iluminação de todos os tipos de endoscópios.

Tabela 1-1 – Classificação dos endoscópios quanto à (ao):

Estrutura	Mecanismo de visualização	Mecanismo de iluminação
Rígido	Lentes	Fibras ópticas
Flexível	Fibras ópticas	
	CCD	

1.1.2.1 Classificação quanto à estrutura

1.1.2.1.1 Endoscópio rígido

As maiorias dos endoscópios rígidos atuais possuem seis estruturas básicas: (1) lentes objetivas; (2) o “telescópio”; (3) o conector para o guia de luz; (4) lentes oculares; (5) lentes bastões e (6) espaçadores. ^{6, 7}

- (1) As lentes objetivas: são responsáveis pela focalização da imagem e por transmitirem esta imagem até a ocular. Geralmente há um arranjo de lentes para que esta transmissão se torne possível e para garantir total fidelidade a imagem real. Estas ainda são responsáveis por determinar o ângulo de visualização;
- (2) Telescópio: parte metálica que tem por função acomodar todas as lentes e outras estruturas pertinentes ao processo de transmissão da imagem;
- (3) Conector para guia de luz: tem por função prender firmemente o cabo de fibra óptica que vem da fonte de luz no corpo do endoscópio;

- (4) Lentes oculares: são as lentes mais próximas do olho do observados, e servem para focar e ampliar corretamente a imagem do local de visualização (ponta do endoscópio) para que o observador possa visualizá-la corretamente;
- (5) Lentes bastões: são lentes em forma de bastão colocadas entre as lentes objetivas e servem para guiar a imagem desde a ponta dos endoscópios até a lente ocular;
- (6) Espaçadores: são pequenas estruturas também em forma de bastão utilizadas para manter todas as estruturas em suas precisas posições garantindo assim que todos os cálculos executados durante o projeto do endoscópio para o posicionamento das lentes estejam corretos, mantendo as lentes fixas nos locais corretos, mantendo as características iniciais de projeto e de transmissão da imagem.^{6, 7}

Todas estas estruturas descritas acima podem ser visualizadas na Figura 1-3 .

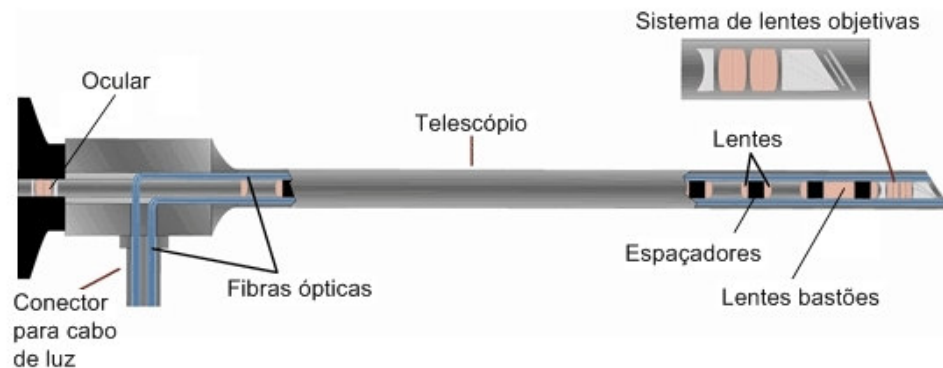


Figura 1-3 – Estruturas de um endoscópio rígido.⁷

1.1.2.1.2 Endoscópio flexível

Neste sistema flexível de endoscópios tornou-se possível através de comandos existentes no “corpo de controle” controlar a angulação da ponta do endoscópio (seção dobrável) e controlar a sucção e inserção de ar e água no local do procedimento. Também é possível travar uma posição desejada através da chave de trava. Todos estes comandos podem ser visualizados na Figura 1-4.⁵

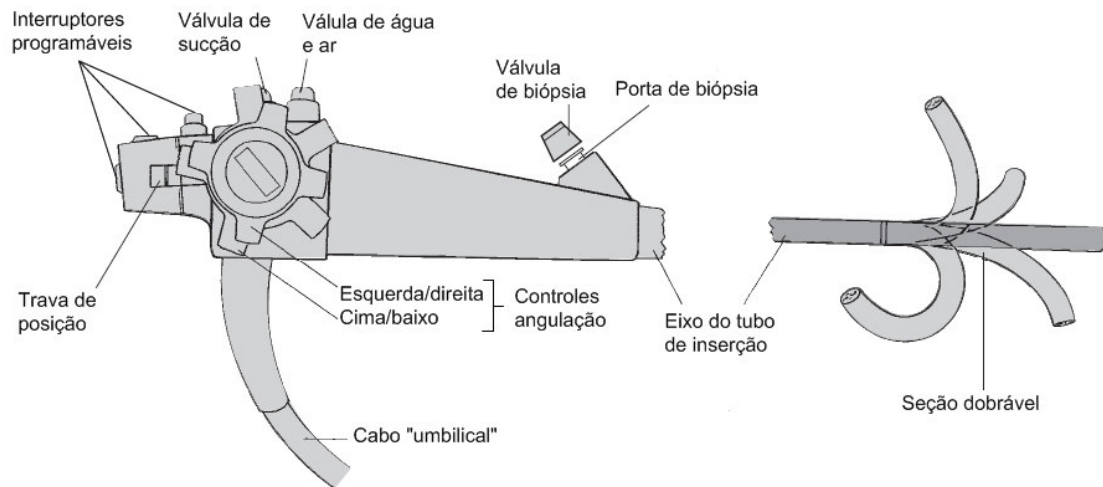


Figura 1-4 – Comandos de um endoscópio flexível. ⁶

Na Figura 1-5 temos um corte lateral do “corpo de controle” de um endoscópio flexível. Note que por dentro da estrutura do endoscópio existem canais separados para circulação de água e ar, outro canal guia para a luz, canais para sucção e biópsia e válvulas no corpo de controle para ajustar todos estes comandos.

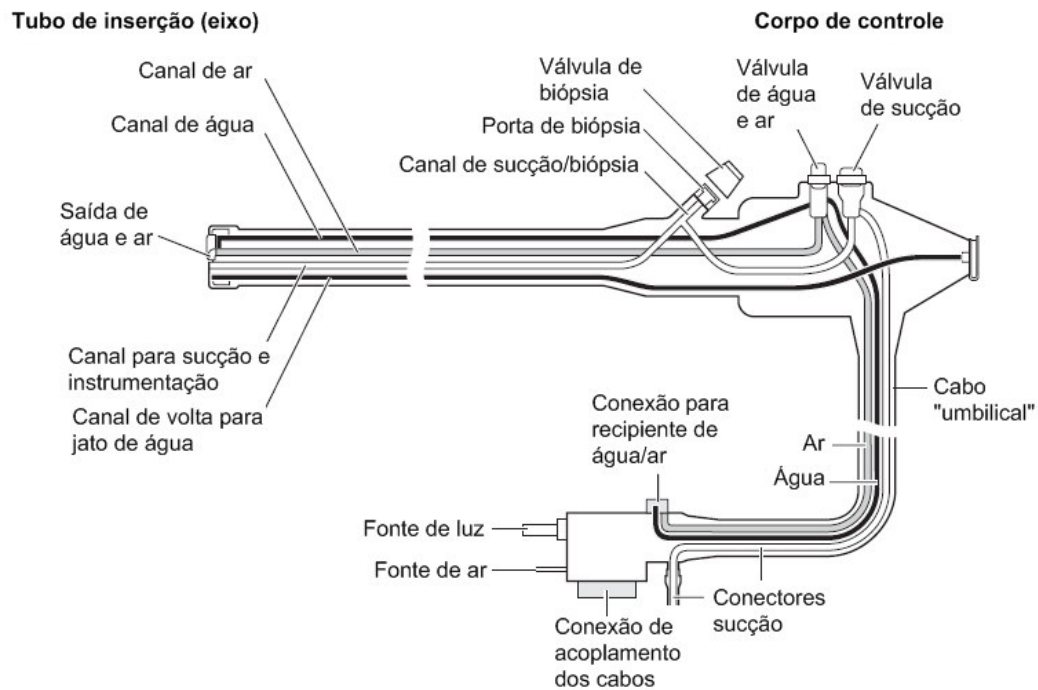


Figura 1-5 - Corte lateral do “corpo de controle” de um endoscópio. ⁶

1.1.2.2 Classificação quanto ao mecanismo de visualização

1.1.2.2.1 Por lentes

Alguns tipos de endoscópios, na maioria dos casos, endoscópios rígidos utilizam somente um sistema de lentes para direcionar a imagem do local de captação até a lente ocular onde o operador possa visualizar esta imagem. Outros tipos de endoscópios também possuem lentes em sua composição final, porém estas são utilizadas em conjunto com outras estruturas e não são unicamente responsáveis para transmissão da imagem.

Nestes endoscópios os quais a aquisição da imagem é mediada somente por lentes existe um arranjo (sistema) de lentes, com suas propriedades e distâncias pré-calculadas, fixas na estrutura do endoscópio conhecida como telescópio, estrutura esta que dá suporte para tal sistema. Este sistema de lentes pode ser visualizado na Figura 1-6. De acordo com o tipo de lente utilizada e com modificações nos cálculos pode-se ajustar o campo de visão destes endoscópios. Prismas de vidro também podem ser utilizados e modificados para controlar a angulação do campo de visão.

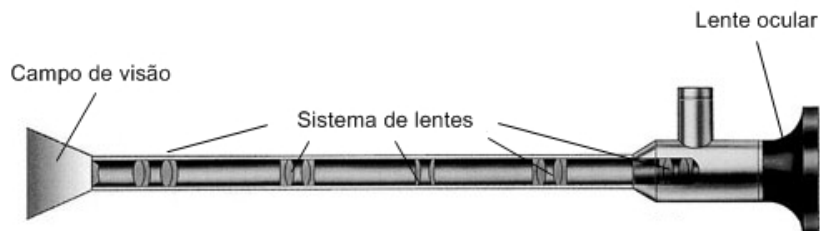


Figura 1-6 – Sistema de lentes utilizado para aquisição de imagens. ⁷

Os endoscópios rígidos podem ter diversas lentes para transmitir corretamente a imagem do interior do corpo até a lente ocular. O diâmetro destes componentes varia de acordo com cada modelo e fabricante de endoscópios e podem chegar a ordem de 1 mm ou menor. ⁴

1.1.2.2.2 Por fibras ópticas

As fibras ópticas após sua invenção em 1952 pelo físico indiano Narinder Singh Kapany ganharam inúmeras aplicações em diversas áreas, e uma destas foi na área médica. As fibras ópticas foram introduzidas no campo da endoscopia em funções diferentes: (1) conduzir a luz “fria” para a ponta dos endoscópios e (2) transmitir a imagem que era visualizada em uma das pontas da fibra até a outra.

Estes endoscópios que utilizam fibras ópticas como mecanismo de transmissão de imagem receberam o nome de fibroscópios.⁵

Estas fibras ópticas podem ser arranjadas de dois modos diferentes, denominados de monomodal e multimodal e estes métodos são explicados detalhadamente no tópico de iluminação por fibras ópticas.

Se for utilizado um feixe multimodal de fibras ópticas, podemos dizer como meio de comparação ao sistema digital que cada fibra é responsável pela transmissão de cada “*pixel*” da imagem, após isto esta imagem passa por uma lente ocular que irá focalizar corretamente a imagem para que esta possa ser observada (Figura 1-7). Note que mesmo sendo um sistema de transmissão de imagem por fibras ópticas, são utilizadas adicionalmente lentes para que esta transmissão se torne possível.⁶

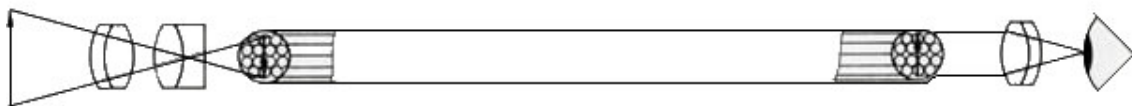


Figura 1-7 – Sistema de transmissão de imagem por fibras ópticas.⁶

Uma das desvantagens do sistema de fibras ópticas multimodais é o espaço que fica entre as fibras, que existe, por mais próximas que estas estejam. Se ampliarmos o local de visualização de um corte transversal de um feixe multimodal, podemos notar que existe um espaço onde há uma perda de eficiência (Figura 1-8) na transmissão da imagem podendo assim, este não transmitir a imagem com a qualidade desejada. Entretanto este sistema se sobrepõe na utilização quando comparado ao modo monomodal, pois a confecção de um feixe monomodal torna-se muito mais dispendioso, aumentando assim o custo de sua utilização.⁵

Comparando-se com os sistemas de vídeo-endoscópios este problema de perda de eficiência na transmissão de imagem não ocorre, pois as fibras ópticas são utilizadas somente para iluminação, e não para a transferência de imagem, que é feita por meio de um sistema de sensores e câmeras.

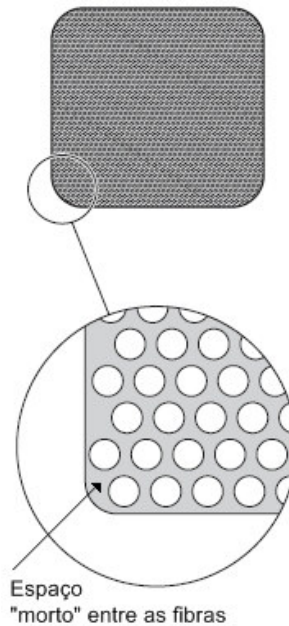


Figura 1-8 – Espaço morto existente num feixe de fibras ópticas. ⁵

1.1.2.2.3 Por sensor CCD

Este mecanismo de captação de imagem mediada por um sensor CCD denominou estes endoscópios de vídeo-endoscópios. Mecanicamente estes endoscópios são similares aos fibroscópios, porém a imagem é captada por sensor em formato de um chip CCD (*Charge Coupled Device*/Dispositivo de Carga Acoplada), transmitida eletronicamente e mostrada num monitor de vídeo. A visualização no monitor possui grandes vantagens: o endoscopista não precisa manter seu pescoço abaixado até a ocular e sua visão periférica pode ser mais bem utilizada para observar outras atividades da sala. Outras pessoas da sala (incluindo o paciente) podem observar o exame no display, e os assistentes podem interagir melhor durante o procedimento, melhorando a qualidade e eficiência do mesmo. ^{5,8}

Estes chips CCD nada mais são do que um sensor de imagem formado por vários diodos foto sensíveis, que designam cada um destes a função de um *pixel*. Este sensor pode ser visualizado na Figura 1-9.^{5, 8}

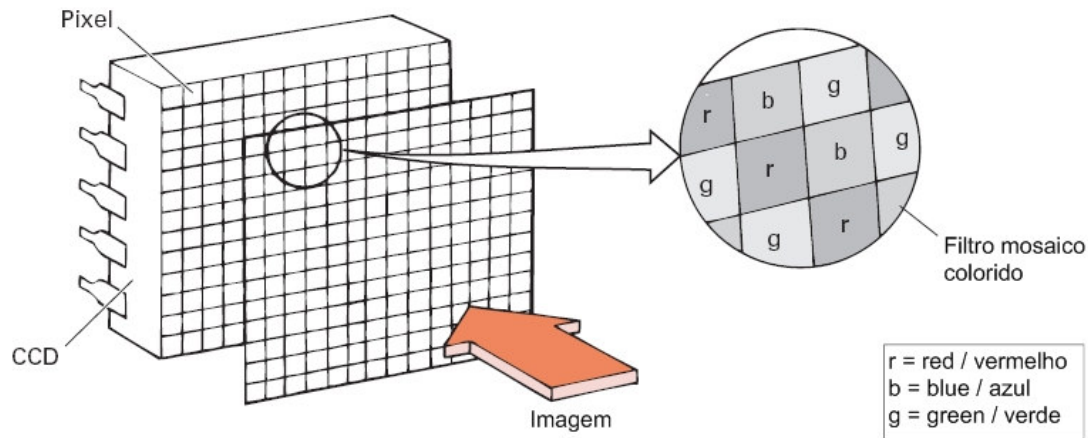


Figura 1-9 - Sensor de imagem CCD. Note que este tipo de sensor possui um filtro mosaico de cores vermelho, verde e azul, isto determina que os *pixels* fiquem responsáveis para captar somente a intensidade de uma cor a qual este foi designado.⁵

O princípio de funcionamento deste dispositivo é: a luz sensibilizará cada *pixel* existente no sensor de imagem que através da geração de cargas elétricas que terão seus valores de acordo com a intensidade do brilho da luz que o atingir, ou seja, quanto maior for o brilho maior será o potencial elétrico gerado.^{5, 8}

Medindo somente a intensidade da luz temos uma imagem em preto e branco. Portanto para se obter uma imagem colorida o sensor tem de detectar não somente o total de luz, mas também o nível (intensidade) de cada cor da luz. Como é possível criar todo o espectro de cores pela combinação de três cores primárias: o vermelho, o verde e o azul, o sensor tem de medir na realidade apenas os níveis dessas três cores para conseguir reproduzir uma imagem com todas as outras cores.⁸

Para isso os chips já possuem filtros para que *pixels* específicos fiquem designados para medir o nível daquela cor que lhe foi determinada.

Posteriormente, cada o valor da carga elétrica gerada em cada *pixel* será convertido em um número binário por um conversor analógico digital e estes dados serão processados para a formação da imagem em uma tela ou ainda para sua devida impressão, armazenamento, etc.⁸

Estes chips têm a vantagem de serem pequenos e possuírem uma alta resolução de imagem, entretanto são mais caros, pois exigem o uso de dispositivos específicos para as partes mecânicas e de processamento de imagens.^{5, 8}

A iluminação destes vídeo-endoscópios é oriunda de uma fonte externa de luz, entregue por fibras ópticas em configurações mono ou multi modais.

A Figura 1-10 mostra um vídeo-endoscópio que possui uma fonte de luz de xenon com um filtro rotativo com as três cores primárias a sua frente para que o sensor CCD possa captar a intensidade destas três cores da imagem. Estas intensidades serão armazenadas na memória do processador e depois sobrepostas (processadas) para darem origem a imagem final do local, neste caso onde há uma lesão.

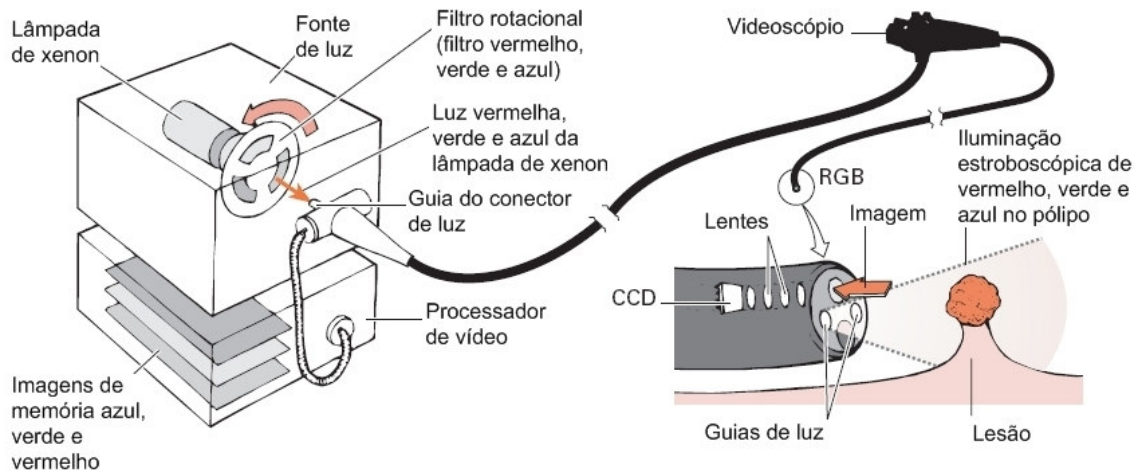


Figura 1-10 – Captação e processamento de imagem de um vídeo-endoscópio.⁵

1.1.2.3 Classificação quanto ao mecanismo de iluminação

1.1.2.3.1 Por fibras ópticas

A entrega eficiente de luz na ponta dos endoscópios foi possível graças às fibras ópticas, que por meio do uso da Reflexão Interna Total (RIT) do núcleo contínuo destas, faz com que a luz se propague “sem perdas” por toda a extensão da fibra. A RIT é alcançada na interface entre dois meios, quando o meio incidente tem o índice de refração maior que o meio de transmissão $n_i > n_t$, definindo assim o ângulo crítico com 0% de transmitância e 100 % de reflexão, o que

caracteriza a reflexão interna total. Para a dada interface quando n_i e n_t são conhecidos, o ângulo crítico pode ser calculada pela lei de Snell: ⁵

$$\theta_{\text{crítico}} = \text{sen}^{-1}\left(\frac{n_t \text{sen} \theta_t}{n_i}\right)$$

Construtivamente para as fibras ópticas, a RIT é alcançada projetando o índice de refração do núcleo para ser muito maior do que o índice de refração do revestimento n_t , e focalizando a entrada da luz para que se propague ao longo do eixo central da fibra que mantém desse modo um grande ângulo entre o núcleo e o revestimento (Figura 1-11). ⁵

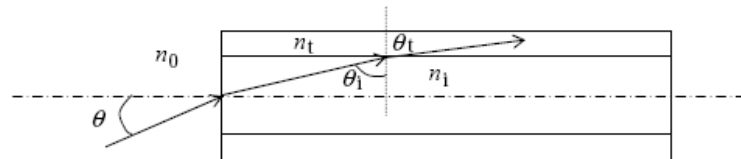


Figura 1-11 – Propagação de luz dentro de uma fibra óptica com índice de refração n_i e índice de refração do revestimento n_t , e associação dos ângulos de incidência do núcleo θ_i e o ângulo de refração do revestimento θ_t e as trajetórias dos raios. ⁵

A principal vantagem das fibras ópticas em relação aos cabos metálicos é capacidade das fibras ópticas de serem imunes a interferências eletromagnéticas possibilitando assim que dados não fossem corrompidos durante a transmissão. ^{9, 10}

As fibras ópticas além das estruturas do núcleo e do revestimento com índice de refração menor que o do núcleo, possui uma capa protetora, geralmente de plástico que recobre o núcleo e o revestimento contra danos mecânicos e excesso de curvatura. Além disso, possuem uma quarta camada que é o revestimento externo da fibra.

Existem dois tipos de fibras ópticas que definem como que a luz irá se propagar no interior destas, estes tipos são: multimodais e monomodais.

As fibras multimodais (Figura 1-12) possuem o diâmetro do núcleo maior do que as fibras monomodais, fazendo assim com que a luz tenha vários modos de propagação, ou seja, a luz percorre o interior da fibra óptica por diversos caminhos. Geralmente as dimensões são 62,5 μm para o núcleo e 125 μm para a casca. ¹⁰

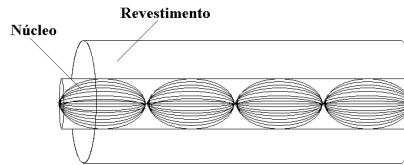


Figura 1-12 - Fibra óptica multimodal. ⁸

As fibras monomodais (Figura 1-13) são adequadas para aplicações que envolvam grandes distâncias, embora requeiram conectores de maior precisão e dispositivos de alto custo. Nas fibras monomodais, a luz possui apenas um modo de propagação, ou seja, a luz percorre interior do núcleo por apenas um caminho. As dimensões do núcleo variam entre 8 μm a 10 μm , e a casca em torno de 125 μm . ¹⁰

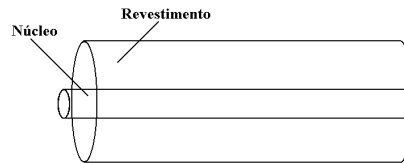


Figura 1-13 - Fibra óptica monomodal. ⁹

1.1.2.4 Classificação quanto ao tipo de aplicação

A endoscopia foi um dos maiores impactos dos campos da medicina e cirurgia no século XX. São responsáveis pelo amplo campo de cirurgias minimamente invasivas. Estes procedimentos minimamente invasivos reduziram o desconforto do paciente, dor e tempo de permanência no hospital. ⁵

Os endoscópios possuem diversas aplicações na área médica, e dependendo do tipo e local de aplicação, estes recebem nomes específicos. A Figura 1-14 indica os principais nomes e os referidos locais de aplicação dos endoscópios.

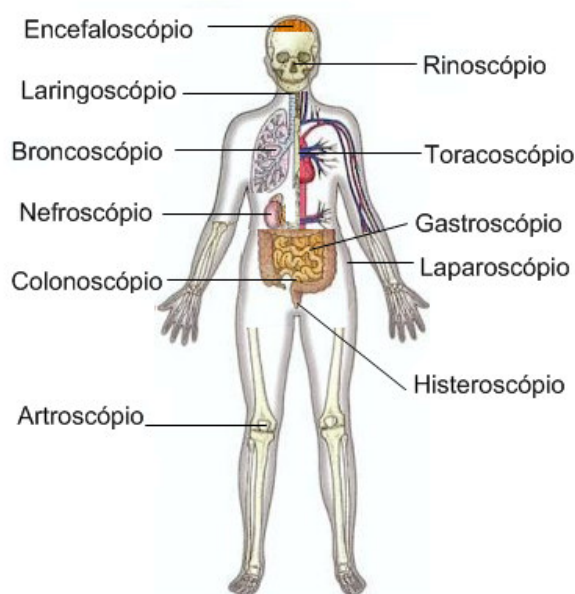


Figura 1-14 – Nomes específicos dos endoscópios de acordo com o local de utilização. ¹¹

1.1.3 Acessórios

Existe um grande número de acessórios que podem ser utilizados juntamente com o endoscópio para procedimentos de diagnóstico, terapia ou cirurgia. Estes acessórios são introduzidos através do “canal para instrumentação”, porém não são todos os modelos de endoscópios que possuem este canal. A Figura 1-15 mostra a ponta de um endoscópio o qual possui este canal para instrumentação, e no caso desta figura este endoscópio já está com um acessório, um fórceps de biópsia.

De acordo com a norma ABNT NBR IEC 60.601-2-18: 2002 ficam estes acessórios definidos como acessórios utilizados endoscopicamente. ¹

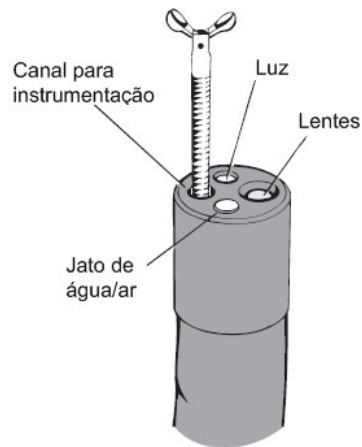


Figura 1-15 – Ponta de um endoscópio com canal para instrumentação. ⁵

Estes acessórios variam de acordo com o tipo de aplicação, marca e modelo do aparelho, etc., mas para este trabalho o acessório com maior importância são os equipamentos cirúrgicos de alta frequência (ECAF), também conhecidos como bisturis eletrônicos.

1.1.3.1 Equipamentos Cirúrgicos de Alta Frequência (ECAF)

De acordo com a norma ABNT NBR IEC 60601-2-2: 2001 - Equipamento Cirúrgico de Alta Frequência é definido como: “Equipamento eletromédico incluindo seus acessórios, destinado a efetuar operações cirúrgicas, tais como Corte ou Coagulação dos tecidos biológicos, por intermédio de correntes de alta frequência”. ¹²

Para se entender o correto funcionamento dos ECAF's é necessário ter o conhecimento de alguns termos como:

- ☞ Corte: Ressecção ou dissecação dos tecidos biológicos devido à passagem de uma corrente de alta frequência e alta densidade na extremidade do (s) eletrodo (s) ativo (s).
- ☞ Coagulação ou Fulguração: Vedação de pequenos vasos sanguíneos ou de tecido biológico devido à passagem de uma corrente de alta frequência no (s) eletrodo (s) ativo (s).

O corte eletrocirúrgico ocorre quando a tensão entre o eletrodo de corte e o tecido é suficientemente alta para produzir arcos voltaicos ou faíscas entre eles. Neste caso toda a corrente é concentrada sobre um ponto específico do tecido, obtendo-se a evaporação da água deste. As temperaturas produzidas nesses pontos são tão elevadas, que as células do tecido explodem devido ao vapor, deixando uma cavidade que caracteriza o corte.

O corte eletrocirúrgico pode ser de dois tipos: corte puro ou corte *blend* (corte misto). No corte puro, não há fulguração (coagulação) e ocorre pouca hemóstase. No corte *blend* (Figura 1-17), ocorre corte com coagulação, ou seja, corte do tecido somado a um efeito hemostático moderado.

A forma de onda utilizada para se obter o corte eletrocirúrgico é também chamada de onda senoidal pura (Figura 1-16), pois esta possui a mesma amplitude em suas oscilações e causa um efeito altamente focalizado no tecido (corte) gerando poucos pontos de coagulação.



Figura 1-16 – Onda senoidal pura. ¹³

Para a fulguração, aplicam-se pulsos de energia (em alta frequência), provocando centelhamento. Este efeito se gera justamente porque o aquecimento é intermitente, ou seja, no intervalo entre um pulso e outro, a célula perde calor e, desta forma, evita o seccionamento do tecido (ocasião desejada somente no modo corte). Os arcos são longos, dispersando mais calor. A coagulação é superficial, formando uma capa marrom clara que impede hemorragia.



Figura 1-17 – Onda senoidal mista (modo BLEND). ¹³

No modo fulguração a forma de onda utilizada é denominada de onda senoidal amortecida (Figura 1-18), pois esta apresenta um pico de amplitude no início seguida de ondas de menores amplitudes (amortecidas). Esta onda amortecida provoca um aumento gradual da temperatura que faz com que haja a evaporação dos fluidos do local provocando o efeito de coagulação.



Figura 1-18 – Onda senoidal amortecida. ¹³

A densidade de corrente elétrica é o fator mais importante na eletrocirurgia. De fato, a elevação de temperatura no tecido é proporcional ao quadrado da densidade de corrente elétrica que o atravessa. Portanto, para uma mesma intensidade de corrente, os efeitos ocasionados no tecido vão desde efeitos imperceptíveis até queimaduras, dependendo da área de contato da corrente com o corpo. Assim, a aplicação da corrente a um eletrodo em forma de agulha concentra a corrente na ponta (maior densidade de corrente), produzindo vaporização e corte no tecido, um eletrodo com uma área de contato maior com a mesma potência produz coagulação (menor densidade de corrente). ¹³

Para que tais aplicações sejam possíveis, estes equipamentos possuem dois eletrodos. Um deles, chamado eletrodo ativo, possui uma ponta relativamente fina, de modo a provocar uma grande densidade de corrente no ponto de aplicação, provocando fenômenos térmicos localizados no tecido, causando o corte e/ou a coagulação. O outro eletrodo, chamado de eletrodo de dispersão (ou placa do paciente), é geralmente uma placa condutiva de grande área de contato, cuja função é estabelecer um circuito de retorno de corrente do paciente para o gerador. Nesta superfície de contato entre o eletrodo de dispersão e o paciente, a densidade de corrente é baixa e os efeitos térmicos são praticamente nulos. ¹⁴

Existem dois tipos de configurações do eletrodo ativo, conhecidos como sistema eletrocirúrgico monopolar e bipolar.

- ☞ Monopolar: é quando a energia vai de um eletrodo ativo para um de dispersão;
- ☞ Bipolar: é quando a energia é entregue ao paciente através de dois eletrodos muito próximos (o ativo e o de dispersão), geralmente alocados na mesma “caneta”. Este tipo de procedimento é usado principalmente em tecidos nervosos, devido à alta sensibilidade destes, pois este tipo de eletrodo provoca danos mais concentrados do que um eletrodo monopolar.

A Figura 1-19 ilustra os dois sistemas de configuração dos ECAF, note que no sistema bipolar o eletrodo de dispersão tipo placa não é dispensado, devido a procedimentos de segurança.

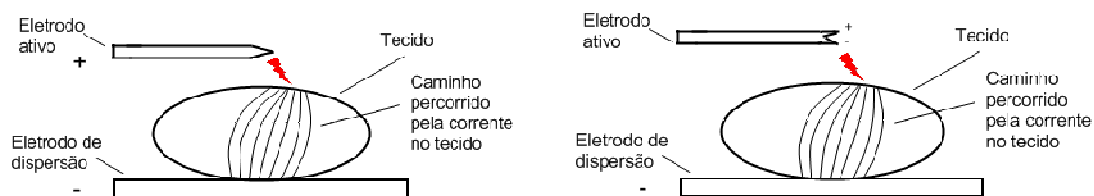


Figura 1-19 – Sistema eletrocirúrgico monopolar (à esquerda); sistema bipolar (à direita).¹⁴

Estes equipamentos trabalham em altas frequências (por norma acima de 300 kHz) e dependendo do modo selecionado e da aplicação utilizam também altas tensões, portanto quando utilizados concomitantemente com o endoscópio, caso ocorra uma falha de algum destes equipamentos, o endoscópio deve possuir uma isolamento suficiente para garantir que nenhuma corrente (de alta frequência ou não) flua para o paciente. O ensaio de barreira de proteção visa verificar se o equipamento possui uma isolamento suficiente para garantir que tal risco não ocorra.

1.2 Histórico do Instituto de Eletrotécnica e Energia

O Instituto de Eletrotécnica foi criado há 65 anos com a finalidade de auxiliar a indústria elétrica paulista. O auxílio baseava-se na execução de ensaios que, na época, eram voltados somente para equipamentos da indústria elétrica.

A data de 18 de Janeiro de 1927 é marco importante nessa história. Nesse dia foi concluído o “Ensaio Oficial nº1” e emitido o correspondente relatório, datilografado em papel da “Escola Politécnica”, e cuja capa, impressa especialmente para esse tipo de documento, ostenta o cabeçalho, “Gabinete de Eletrotécnica”. Esse primeiro ensaio constituiu na determinação do rendimento de um aquecedor de água “Eletro Thermo Brasileiro”, por solicitação da empresa “Francisco Chiapazzo & Cia.”.

No decorrer dos anos o Instituto foi firmando sua importância junto à indústria nacional, mas os pedidos de ensaios nem sempre podiam ser atendidos por falta de recursos para a pesquisa e modernização dos laboratórios. Devido a esse fato, em Junho de 1939, um grupo de empresários encaminhou um assinado à Associação Comercial do Estado de São Paulo solicitando a criação de um laboratório experimental.

Essas circunstâncias motivaram no final de 1940, a criação do Instituto de Eletrotécnica, ainda anexo à Escola Politécnica. A criação do Instituto de Eletrotécnica contribuiu para a formação de gerações de engenheiros eletricitas que, enquanto estudantes, tiveram aulas práticas e teóricas no Instituto.

As décadas de 40 e 50 foram bastante produtivas, com o Instituto atuando em projetos para a marinha durante a guerra e, na dificuldade do pós-guerra, atendendo as solicitações das empresas privadas e repartições do governo ante as dificuldades de importação.

Após 1962, com a mudança da Escola Politécnica para a Cidade Universitária afastou-se do Instituto o ensino e a pesquisa. Um dos aspectos negativos na primeira metade da década de sessenta, foi à absoluta carência de pessoal, chegando a ter apenas oito engenheiros em exercício e, com orçamentos reduzidos, resultando em muitos projetos paralisados.

Os anos de 1971 a 1975 foram difíceis, com o Instituto preso à idéia de que tudo dependia da sua transformação em autarquia. Apesar desse fato, foi possível com grande empenho junto ao reitor, aumentar o quadro de engenheiros e adquirir alguns equipamentos importantes, apresentando crescimento de atividades e a recuperação de renda e serviços.

Nessa época foram firmados convênios importantes para a assistência técnica, com a CESP e com a COMASP (atualmente SABESP). Ainda nesse período, procurou-se melhorar o nível técnico do Instituto, estimulando os engenheiros a frequentarem cursos de pós-graduação na Escola Politécnica; viagens ao exterior com objetivos específicos (instalações de laboratórios e equipamentos empregados) e várias outras iniciativas que contribuíram para o enriquecimento do Instituto.

A segunda metade da década de setenta mostrou a importância das iniciativas tomadas por meio do aumento da receita, sendo 1976 o ano em que se conseguiram as bases para essas conquistas por meio de planos de estagiários, avaliação dos engenheiros e com grande procura pelos trabalhos do Instituto que agora contava com pessoal suficiente.

Ainda antes da primeira metade da década de 80 cresceu o envolvimento dos engenheiros do Instituto nos trabalhos em conjunto com grandes empresas de energia elétrica do estado. Em consequência, a partir de 1983 foram firmados contratos com essas empresas importantes com projetos plurianuais de pesquisa e desenvolvimento.

O Setor de raios X, que havia ampliado bastante o nível de qualidade do atendimento prestado desde 1955 à Secretaria de Saúde, responsabilizou-se em 1983 pelo curso sobre a manutenção de equipamentos radiológicos para os engenheiros e técnicos da UNICAMP.

Em 1986, o Instituto de Eletrotécnica tornou-se um Instituto especializado da Universidade de São Paulo, recebendo então o nome de Instituto de Eletrotécnica e Energia – IEE.

Em 1988, o IEE mudou toda a sua administração para a Cidade Universitária iniciando uma nova fase no seu relacionamento com a escola Politécnica e com os alunos de engenharia elétrica. Neste ano foram tomados os passos iniciais para a criação do curso de Pós-Graduação Interunidades de Energia, curso que recebeu as primeiras matrículas em 1989.

Com as mudanças da política industrial nacional, criando a necessidade de melhoria no produto brasileiro, começaram a surgir no país regulamentações sobre normas, ensaios e padrões que, com a modernização de alguns laboratórios do IEE e seu crescimento junto ao INMETRO, estimularam a realização de uma gama crescente de calibrações e ensaios.

Aos poucos, todos os laboratórios de ensaios do IEE vêm colaborando na elaboração das normas técnicas nacionais, condição necessária para a melhoria da qualidade do produto industrial brasileiro.

É também importante a ação da Diretoria de Serviço Técnico de Metrologia Elétrica do IEE, procurando manter os padrões elétricos secundários no Estado de São Paulo e realizando as aferições e calibrações do instrumental da indústria.

Foi, portanto, por meio da ação na infra-estrutura industrial, colaborando na criação de normas, manutenção de padrões e na realização de ensaios que o IEE prestou serviços importantes na última década.

A partir de 1993, tornava-se claro que a indústria elétrica estava passando por um intenso processo de melhoria de qualidade, em que várias empresas vinham obtendo Certificado de Conformidade ao Sistema de Qualidade ISO 9000.

O IEE, como Instituto acreditado na realização de ensaios, não poderia permanecer alheio a esse movimento. Foi então criada a comissão de qualidade do IEE, que vem agindo no sentido de incentivar todas as seções desse Instituto, técnicas e administrativas, a se prepararem para a acreditação do sistema de qualidade. O IEE montou toda a documentação necessária e treinou seus funcionários para a obtenção da acreditação do seu Sistema conforme Guia ABNT NBR ISO/IEC 17025, correspondente à ISO 9000 para laboratórios, que foi obtido no ano de 1995.

A STEEE foi acreditada pelo INMETRO em 1995, em conformidade com a Norma ABNT NBR ISO IEC 17025 para a realização de ensaios de equipamentos eletromédicos de acordo com a Norma NBR IEC 60601-1: 1994 e posteriormente para NBR IEC 60601-1: 1997 – Emenda 1 – Equipamento Eletromédico – Parte 1 – Prescrições gerais de Segurança.

Vale salientar, que o grande diferencial da STEEE, quando comparado a outros laboratórios de ensaio em equipamentos eletromédicos do Brasil dar-se-á pela sua acreditação para execução de ensaios em equipamentos de raios X para diagnóstico por imagem. A acreditação da STEEE só pode ser consolidada em função da capacitação dos profissionais responsáveis pelos ensaios, do grande parque de equipamentos, instrumentos e de dispositivos de ensaio, espaço físico específico para a realização dos ensaios que envolvem radiação ionizante entre outros requisitos estabelecidos pelo órgão acreditador.^{15, 16, 17}

Em função da grande demanda de ensaios que vem realizando, a STEEE está envolvida em vários projetos em que o principal objetivo é o aumento do escopo laboratorial.

Atualmente o IEE conta com 130 funcionários, e possui seu parque na cidade universitária (Figura 1-20).



Figura 1-20 – Instituto de Eletrotécnica e Energia da USP.

1.3 Justificativa

A STEEE foi solicitada para realizar ensaios de adequação por um fabricante de endoscópios e durante estes ensaios a STEEE verificou a necessidade de projetar um dispositivo de alta frequência e alta tensão para realização dos ensaios da cláusula 42.5 - barreira de proteção em equipamentos de endoscopia para que a STEEE pudesse ser acreditada pelo INMETRO para execução de todos os ensaios referentes à norma ABNT NBR IEC 60601-2-18: 2002 - Prescrições particulares para segurança de equipamentos de endoscopia.

Devido ao convênio existente entre o IEE e a Faculdade de Tecnologia de Sorocaba (FATEC-SO), a direção da STEEE decidiu contratar um estagiário da FATEC-SO para que este desenvolvesse tal trabalho.

1.4 Objetivos

Este trabalho teve como objetivos:

- ☞ Estudar a norma NBR IEC 60601-2-18: 2002 e analisar corretamente quais as especificações exigidas para o dispositivo a ser projetado;
- ☞ Estudar as topologias existentes de inversores e definir qual a melhor a ser utilizada;
- ☞ Desenvolver um dispositivo que atendesse às especificações da norma para viabilizar a acreditação da STEEE junto ao INMETRO nos ensaios de endoscópios;
- ☞ Desenvolvimento de procedimentos de utilização do dispositivo nos ensaios;
- ☞ Validação metrológica do dispositivo e seu software de controle.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Parâmetros Pré-Estabelecidos

De acordo com o plano de trabalho proposto e de acordo com a norma ABNT NBR IEC 60601-2-18: 2002, o dispositivo construído deveria atender os seguintes requisitos (Tabela 2-1) da cláusula 42.5 – Barreiras de proteção.

Tabela 2-1 – Requisitos estabelecidos pela cláusula 42.5 – Barreira de proteção ¹

MODO DE OPERAÇÃO	TENSÃO DE ENSAIO	FREQUÊNCIA	CONDIÇÃO
CORTE	Aplicar uma tensão aproximadamente senoidal a 150% da tensão de pico (Vp) suportada declarada para o modo corte no manual do endoscópio.	400 kHz ± 100 kHz	_____
COAGULAÇÃO TIPO SALVA	Aplicar uma tensão aproximadamente senoidal a 110% da tensão de pico (Vp) suportada declarada para o modo corte no manual do endoscópio.	400 kHz ± 100 kHz	Aplicar esta tensão nesta frequência com uma relação de salva-pausa de 1:1 e 10 ciclos de alta frequência por salva.
COAGULAÇÃO TIPO FULGURAÇÃO	Aplicar uma tensão aproximadamente senoidal pulsada a 110% da tensão de pico (Vp) suportada declarada para o modo corte no manual do endoscópio.	40 kHz ± 10 kHz	A largura de pulso desta tensão nesta frequência deve ser de 1,25 µs ± 25%.

Outro dado relevante para o projeto do dispositivo foi a tensão declarada pelos fabricantes de endoscópios e dos bisturis eletrônicos, adotando-se como referência no projeto o maior valor declarado encontrado, pois se o dispositivo atendesse ao maior valor, todos os valores estariam assim incluídos, possibilitando a realização destes ensaios em qualquer endoscópio, independente de marca, modelo, etc.

Os maiores valores encontrados para cada modo foram ¹⁸:

- ☞ Aplicações monopolares:
 - Modo corte: 2000 Vp;
 - Modo coagulação 1000 Vp.

- ☞ Aplicações bipolares:
 - 1200 Vp.

Com base nestes dados pode-se definir que:

- ☞ O dispositivo seria um simulador de bisturi eletrônico, porém sem entregar potência, pois a norma não exige tal função, apenas uma alta tensão.
- ☞ O projeto deste dispositivo utilizaria um inversor ou um amplificador devido ao requisito de operação em alta frequência;
- ☞ O sinal de saída do dispositivo deve ser uma onda aproximadamente senoidal.

Devido ao custo de desenvolvimento e a largura de banda necessária para atender aos requisitos normativos, com base nas experiências anteriores da STEEE, o amplificador foi descartado no projeto, e o circuito inversor foi escolhido para o projeto do dispositivo de ensaio de barreira de proteção.

Para melhor compreensão da operação dos circuitos inversores e demais circuitos utilizados para o projeto do dispositivo de ensaio, foram estudadas diversas topologias de fontes de alimentação que são a base do desenvolvimento deste tipo de circuito.

2.2 Topologias de Fontes de Alimentação

As fontes de alimentação podem ser classificadas pelo tipo de tensão e forma de onda em sua entrada e saída, como mostra a Tabela 2-2 a seguir.

Tabela 2-2 – Classificação das fontes alimentação. ¹⁹

ENTRADA	SAÍDA	DENOMINAÇÃO
DC	DC	Regulador DC/ Conversor DC
DC	AC	Inversor ou Conversor DC/AC
AC	DC	Conversor AC/DC
AC	AC	Regulador AC/ Conversor AC

Um conversor AC/DC é constituído basicamente por quatro circuitos: um transformador, um circuito retificador, um circuito de filtro e um circuito de controle como mostra a Figura 2-1.

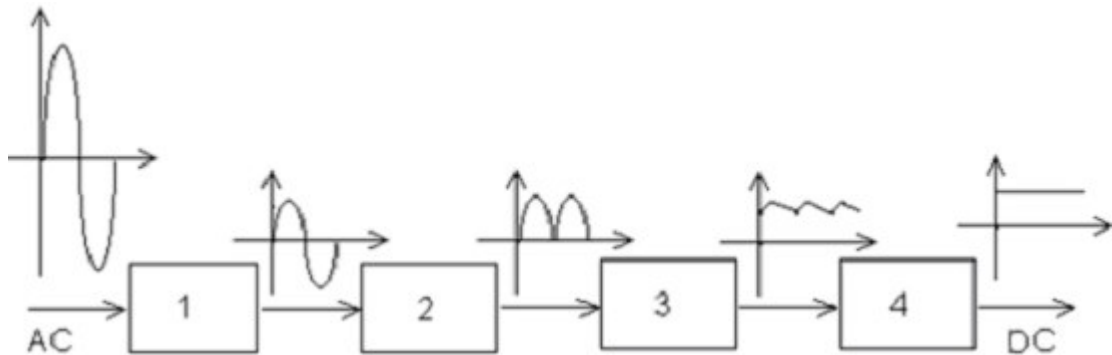


Figura 2-1 – Diagrama de blocos de uma fonte de alimentação AC/DC e suas respectivas formas de onda. ¹⁹

onde: **bloco 1: Transformador;**
bloco 2: Retificador;
bloco 3: Filtragem;
bloco 4: Regulagem.

Neste diagrama de blocos podemos notar que a tensão de entrada é uma tensão alternada, que passa por um transformador, neste caso trata-se de um transformador abaixador de tensão, após isso passa por um circuito retificador, que irá transformar esta tensão alternada em uma tensão contínua pulsada, seguindo para um circuito de filtro que irá transformar a tensão contínua pulsada numa tensão contínua filtrada e por último um circuito para regular e estabilizar esta tensão.

2.3 Topologias de conversores DC/DC utilizados como inversores

A maioria dos inversores utilizados em eletrônica fazem, parte de circuitos conversores DC/DC, normalmente empregados em fontes chaveadas. Estes circuitos foram estudados para que pudéssemos estabelecer a topologia de operação do inversor utilizado no projeto, de maneira a caracterizar um circuito de baixo custo e com o melhor desempenho possível.

Para tal estudo foram considerados:

- ☞ Custo de desenvolvimento do circuito;
- ☞ Dificuldade de projeto do *driver* de controle do circuito de potência;
- ☞ Características de elevação de tensão dos inversores;
- ☞ Projetos anteriores da STEEE.

Existem diversas topologias de conversores DC/DC dentre os quais destacam-se: *Buck*, *Boost*, *Flyback*, *Forward*, *Cuk*, *Push-pull*, *SEPIC*, Meia-ponte e Ponte completa.

A seguir serão apresentadas estas topologias com suas principais características e mecanismo de funcionamento.

2.3.1 Conversor *Buck*

É um conversor abaixador de tensão, onde a tensão de saída é menor que a tensão de entrada.

Funcionamento: Com o transistor saturado, transfere-se energia da fonte para o indutor (L), que irá armazenar energia na forma de corrente. Quando o transistor T corta, o indutor inverte de polaridade, o diodo D1 fica diretamente polarizado e a corrente do indutor é descarregada na carga.

A Figura 2-2 mostra um circuito eletrônico de um conversor tipo *Buck*.

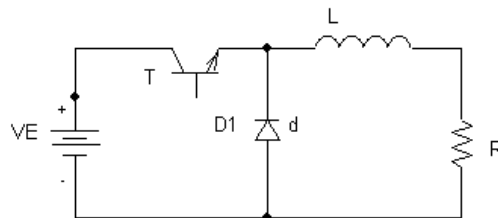


Figura 2-2 - Conversor *Buck*.²²

2.3.2 Conversor *Boost*

É um conversor elevador de tensão, onde a tensão de saída é maior que a tensão de entrada.

Funcionamento: Quando o transistor liga, a corrente da fonte de entrada é armazenada no indutor, quando o transistor corta, o indutor L reverte de polaridade e uma corrente pulsada é entregue à carga por meio de $D1$.

A Figura 2-3 mostra um circuito eletrônico de um conversor tipo *Boost*.

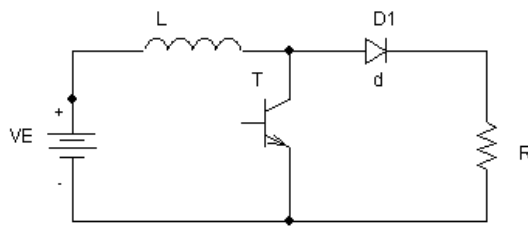


Figura 2-3 - Conversor *Boost*.²²

Características:

☞ *Ripple* de saída alto.

2.3.3 Conversor *Flyback*

Esta topologia de conversão também se baseia na capacidade de armazenamento de energia em um indutor.

Funcionamento: Quando o transistor está saturado (conduzindo) o diodo está reversamente polarizado a corrente flui para o indutor, onde é armazenada. Quando o transistor desliga (corte) o indutor reverte de polaridade (de modo a manter a tensão média no indutor igual a zero), o diodo fica diretamente polarizado, e conduz a corrente que estava armazenada no indutor para a carga.

A Figura 2-4 mostra um circuito eletrônico de um conversor tipo *Flyback*.

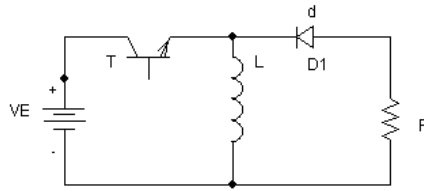


Figura 2-4 - Conversão *Flyback*. ²²

Características:

- ☞ A tensão de saída da conversão *Flyback* possui polaridade oposta à tensão de entrada.

2.3.4 Conversor *Cuk*

A conversão *Cuk* apresenta um circuito de entrada similar a um conversor Boost e um circuito de saída similar a um conversor Buck.

Funcionamento: Quando o transistor satura, o indutor L1 armazena energia, quando o transistor corta essa energia é transferida ao capacitor C1 através do diodo D1.

Com o transistor conduzindo novamente, a tensão C1 aparecerá em L2, mas com polarização invertida, após isso é entregue a carga.

A Figura 2-5 mostra um circuito eletrônico de um conversor tipo *Cuk*.

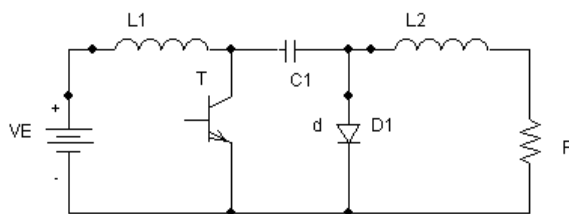


Figura 2-5 - Conversão *Cuk*. ²²

Características:

- ☞ Esta conversão fornece um *ripple* baixo tanto de entrada quanto de saída;
- ☞ A tensão de saída da conversão *Cuk* possui polaridade oposta à tensão de entrada.

2.3.5 Conversão SEPIC (*Single Ended Primary Inductor Converter*)

O conversor *SEPIC* é um conversor que permite que a tensão de saída seja menor, igual ou maior que a tensão de entrada.

Funcionamento: No primeiro *turn-on* do transistor o indutor L1 é carregado pela tensão de entrada VE, No segundo estágio T é desligado e C1 se carrega por meio da corrente de L1. No momento em que T é ligado novamente L1 é carregado por VE e L2 é carregado por meio de C1. Quando T é desligado novamente a energia de L2 é transferida a carga através de D1.²⁰

A Figura 2-6 mostra um circuito eletrônico de um conversor tipo *SEPIC*.

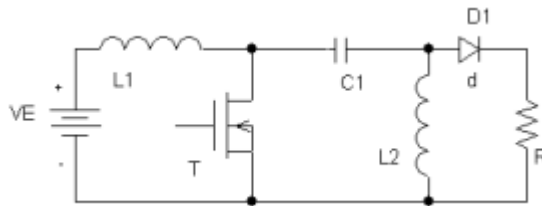


Figura 2-6 – Conversor *SEPIC*.²²

Características:

- ☞ A maior vantagem deste tipo de conversor é que a tensão de saída não tem polaridade invertida.

2.3.6 Conversão *Forward*

O conversor *Forward* é semelhante a um conversor tipo *Buck*, porém com isolamento entre tensão primária e tensão de saída através de um transformador isolador.

Funcionamento: Quando o transistor satura a tensão de entrada é colocada no enrolamento primário N1, que armazena esta energia e devido a relação N1/N3 aparecerá uma energia em N3.

Para evitar a saturação do transformador, a energia deve ser tirada do núcleo a cada ciclo, durante o tempo que o transistor fica desligado (*Toff*). O enrolamento N2 do transformador faz essa desmagnetização do núcleo durante o período de *Toff*, em que o diodo fica diretamente polarizado, reverte a polaridade de N2 e a corrente de desmagnetização retorna à fonte, fazendo com que não haja perda de potência com a corrente de magnetização do transformador.

O que define o tempo dessa desmagnetização é a relação entre o número de espiras de $N1$ e $N2$, por exemplo, se $N1=N2$ o tempo de desmagnetização será igual ao tempo de magnetização.

A Figura 2-7 mostra um circuito eletrônico de um conversor tipo *Forward*.

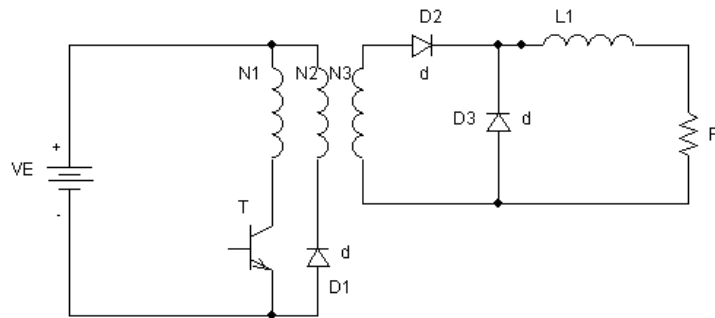


Figura 2-7 - Conversor *Forward*.²²

2.3.7 Conversão *Forward* a dois transistores

Esta conversão é semelhante à conversão *Forward*, com a diferença de que esta, não possui o enrolamento de desmagnetização. A desmagnetização do primário é feita durante o período de corte dos dois transistores, onde os diodos $D1$ e $D2$ conduzem a corrente de desmagnetização de volta a fonte primária.

Funcionamento: Como os dois transistores conduzem ao mesmo tempo, a tensão de entrada é colocada no enrolamento primário do transformador, quando os transistores cortam, o transformador inverte de polaridade e os diodos $D1$ e $D2$ conduzem a corrente de desmagnetização à fonte primária.

A Figura 2-8 mostra um circuito eletrônico de um conversor tipo *Forward* a dois transistores.

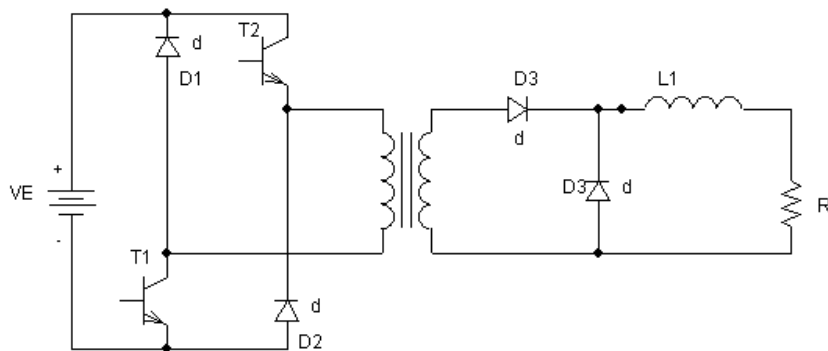


Figura 2-8 - Conversor *Forward* a dois transistores.²²

2.3.8 Conversão *Push-pull*

O conversor *Push-pull* possui dois enrolamentos primários e dois enrolamentos secundários.

Funcionamento: Quando o transistor T1 satura T2 corta, a tensão de entrada é colocada em um dos enrolamentos primários, e devido à relação $N1/N2$ coloca um pulso de tensão, retificado por D1, no indutor L1;

T1 conduz o semi-ciclo positivo da tensão de entrada, e T2 conduz o outro semi-ciclo (negativo), que é retificado por D2. No ciclo seguinte, quando T1 conduz, T2 estará cortado e a corrente de desmagnetização flui por ele até chegar a zero.

A frequência dos pulsos no indutor é o dobro da frequência dos pulsos no transformador, devido aos dois transistores conduzirem, um em cada semi-ciclo.

A Figura 2-9 mostra um circuito eletrônico de um conversor tipo *Push-pull*.

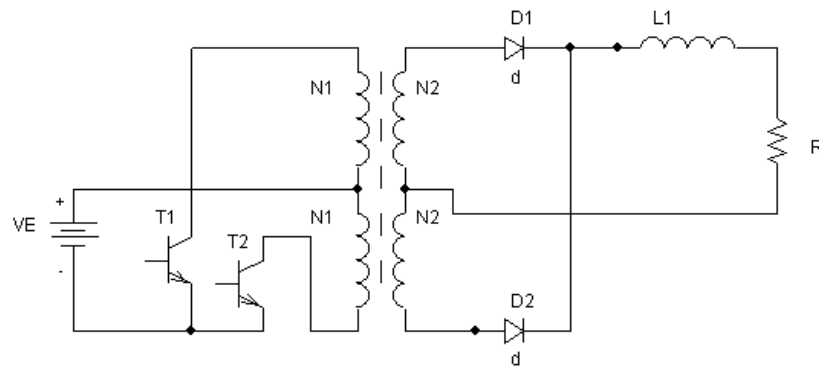


Figura 2-9 - Conversor *Push-pull*.²²

2.3.9 Conversão em Meia ponte (*Half-bridge*)

A conversão em meia ponte possui capacitores em série com o primário do transformador, para garantirem a tensão constante durante o período de condução do transistor.

Funcionamento: Quando o transistor T1 satura, o transistor T2 estará cortado, nunca existindo condução simultânea dos dois transistores. Cada transistor conduzirá um semi-ciclo da tensão de entrada.

Os capacitores C2 e C3 formam um divisor de tensão, tendo em cada um deles uma tensão igual à $V_E/2$. Estes capacitores precisam suportar uma alta corrente, pois por eles passará a corrente de primário.

A Figura 2-10 mostra um circuito eletrônico de um conversor em meia ponte.

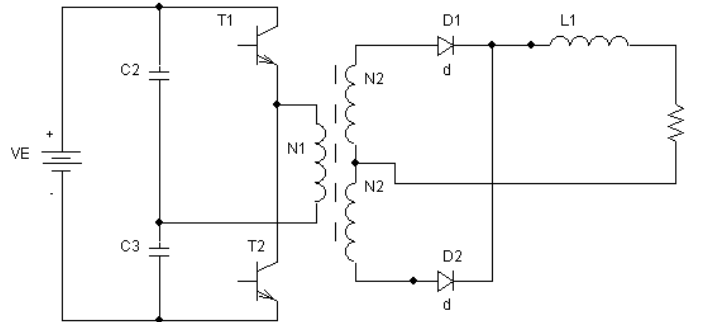


Figura 2-10 - Conversor meia ponte. ²²

2.3.10 Conversão em Ponte completa (*Full-bridge*)

No conversor em ponte completa são usados quatro transistores, que irão conduzir aos pares.

Funcionamento: Os transistores T1 e T2 irão conduzir e carregar o primário do transformador, que pela relação de $N1/N2$ irá gerar uma tensão em N2 que será retificada por D1 e D2 e conduzida até L1.

Quando T1 e T2 cortam (tempo morto) D1 e D2 conduzem simultaneamente e geram um curto-circuito momentâneo no secundário do transformador, que acarreta tensão zero no primário e no secundário (descarrega o núcleo do transformador). No semi-ciclo seguinte T3 e T4 saturam, e o ciclo se repete. ^{21, 22, 26, 27, 30}

A Figura 2-11 mostra um circuito eletrônico de um conversor em ponte completa.

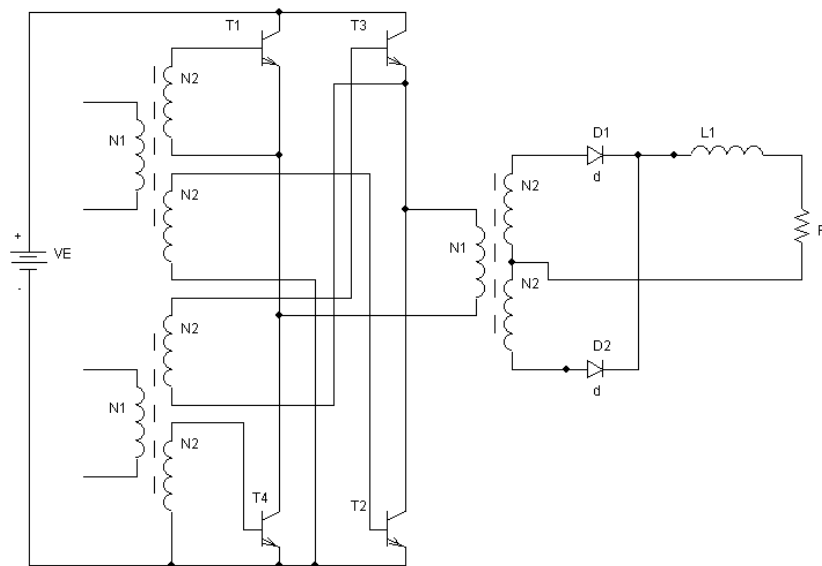


Figura 2-11 - Conversor em ponte completa. ²²

Características:

- ☞ Este tipo de conversão utiliza um grande número de componentes, o que o torna dispendioso, e devido a isso é usado somente para fontes com mais de 1000 W de potência de saída. ²²

2.4 Ressonância de um Circuito

Todos os conversores abordados na seção anterior são utilizados em fontes chaveadas, e as fontes chaveadas são assim denominadas devido ao elemento chaveador trabalhar fora da região linear, alternando entre os estados de saturação (conduzindo) e corte (não conduzindo) e isto funciona como uma chave ligando e desligando.

Estes conversores DC/DC apresentados podem ser acoplados a um circuito tanque-ressonante (formado por um capacitor e um indutor) e se tornar um circuito ressonante e em um inversor. Os conceitos de ressonância e de circuitos ressonantes serão explicados a seguir.

Circuitos contendo indutores e capacitores podem exibir o fenômeno de ressonância. Os circuitos ressonantes mais simples contêm apenas um indutor e um capacitor, além de resistores. A ressonância é diferente se o indutor e o capacitor estão ligados em série ou em paralelo.

Para se entender o fenômeno de ressonância de um circuito, é necessário ter uma noção sobre alguns conceitos, tais como a reatância e impedância complexa, conceitos estes que serão apresentados a seguir.

2.4.1 Reatância

Reatância é a resistência oferecida à passagem de corrente alternada por uma resistência, indutância ou capacitância num circuito. É dada em ohms e constitui a componente da impedância de um circuito que não é devida à resistência pura.

A impedância do resistor é dada por R , isto é, a sua resistência. Um número real, portanto.

23, 24

2.4.1.1 Circuitos Resistivos

Os componentes passivos, resistores (R), indutores (L) e capacitores (C) possuem comportamentos distintos quando são conectados em uma fonte de corrente alternada. Em suma todos estes tendem a fazer oposição à passagem da corrente, porém cada qual irá provocar ou não uma defasagem entre os ângulos da tensão e o da corrente.

Na Figura 2-12, considerando que R seja puramente resistivo, a potência fornecida pela fonte AC será totalmente absorvida por R. Isto ocorre porque a corrente (I_R) e a tensão (V_R) presentes em R estão na mesma fase.²³

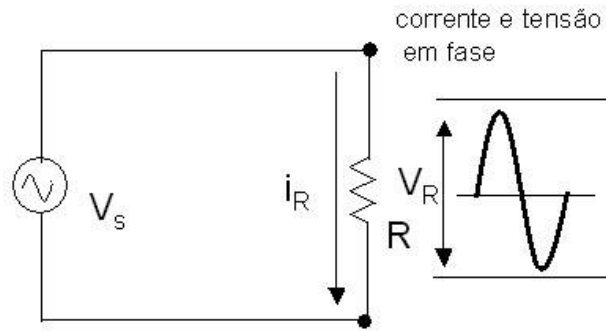


Figura 2-12 - Circuito puramente resistivo.²³

onde: I_R : Corrente sobre a carga;

V_R : Tensão sobre a carga;

V_s : Tensão alimentação.

A oposição à passagem da corrente é dada pela equação:

$$I_R = \frac{V_R}{R} \quad \dots(2.1)$$

2.4.1.2 Circuitos indutivos

A Figura 2-13 a seguir mostra um circuito indutivo alimentado por uma tensão senoidal. O gráfico da figura mostra que a forma de onda da tensão sobre o indutor (V_L) é adiantada em 90° com relação a corrente do indutor (I_L). Podemos representar esta defasagem entre as formas de onda V_L x I_L por meio de fasores que também está representado na mesma figura.

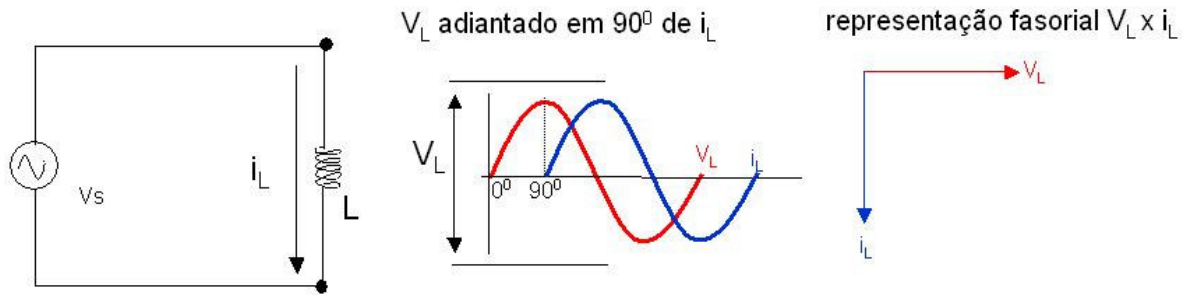


Figura 2-13 – Circuito indutivo, defasagem da forma de onda e representação fasorial. ²³

onde: i_L : Corrente no indutor;

V_L : Tensão no indutor.

Neste caso a reatância indutiva (X_L), ou seja, a oposição que a corrente alternada sofre ao circular pelo indutor (valor em Ω) é calculado pela equação:

$$X_L = 2\pi fL \Leftrightarrow X_L = \omega L \quad \dots(2.2)$$

onde: ω é a velocidade angular = $2\pi f$;

L a sua indutância [Henry].

Sendo assim a corrente que circula pelo indutor é

$$I_L = \frac{V_L}{X_L} \quad \dots(2.3)$$

2.4.1.3 Reatância capacitiva

Na Figura 2-14 temos um circuito capacitivo alimentado por uma tensão senoidal e o seu comportamento mostrado no gráfico da forma de onda da tensão e corrente sobre o capacitor. Podemos notar neste gráfico que a forma de onda da tensão sobre o capacitor é adiantada (defasada) com relação a corrente em 90° e que esta defasagem pode ser representada por fasores.

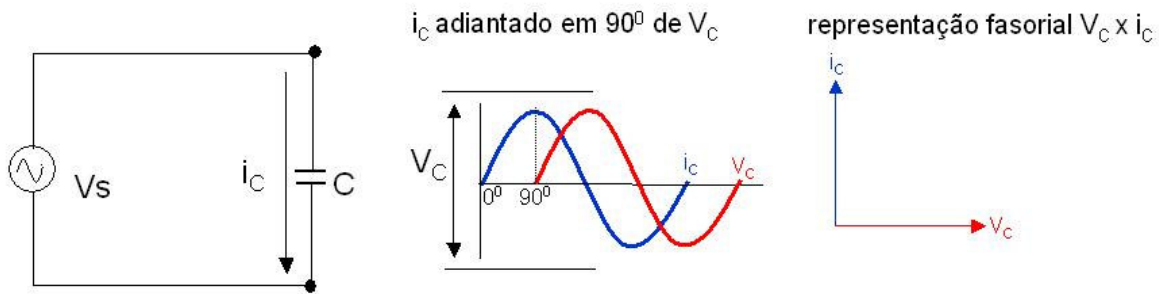


Figura 2-14 - Circuito capacitivo, defasagem da forma de onda e representação fasorial. ²³

onde: i_C : Corrente no capacitor;
 V_C : Tensão no capacitor.

Neste caso a reatância capacitiva (X_C), que é a oposição que a corrente alternada sofre ao circular pelo capacitor (valor dado em Ω) é calculado pela seguinte equação:

$$X_C = -\frac{1}{2\pi f C} \Leftrightarrow X_C = -\frac{1}{\omega C} \quad \dots(2.4)$$

onde: ω é a velocidade angular = $2\pi f$;
 C é a sua capacitância [Faradays].

Sendo assim a corrente que circula pelo capacitor é expressa por:

$$I_C = \frac{V_C}{X_C} \quad \dots(2.5)$$

2.4.2 Impedância complexa ou impedância total do circuito

A oposição total à passagem da corrente alternada é denominada impedância complexa ou impedância total, é a soma das componentes resistivas e reativas de um circuito (Figura 2-15). ²³,

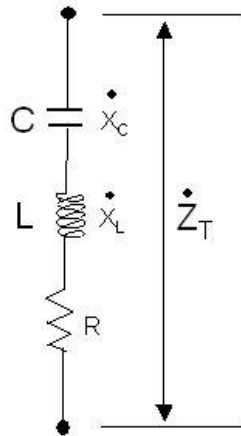


Figura 2-15 – Impedância total de um circuito RLC. ²⁴

Esta impedância total (Z_T) nada mais é que a soma da impedância resistiva, da reatância indutiva e da reatância capacitiva do circuito, como mostra a equação .

$$Z_T = R + X_L + X_C \quad \dots(2.6)$$

onde: Z_T é a impedância [Ω];

R é a resistência [Ω];

X_L é a reatância indutiva [Ω];

X_C é a reatância capacitiva [Ω].

Graficamente esta impedância pode ser representada por (Figura 2-16):

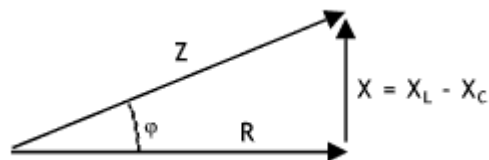


Figura 2-16 - Representação vetorial impedância. ²³

O módulo de Z é dado por:

$$Z = \sqrt{(R^2 + X^2)} = \sqrt{\left[R^2 + \left(\omega L - \frac{1}{\omega C} \right)^2 \right]} \quad \dots(2.7)$$

Considerando os valores de R, L e C constantes. E o ângulo de defasagem (φ) é expresso por:

$$\varphi = \tan^{-1} \frac{X}{R} = \tan^{-1} \left(\frac{\omega L - \frac{1}{\omega C}}{R} \right) \quad \dots(2.8)$$

A partir destes conceitos pode-se então calcular a ressonância de um circuito, que irá depender diretamente dos componentes R, L e C do circuito.

2.4.3 Circuito RLC série

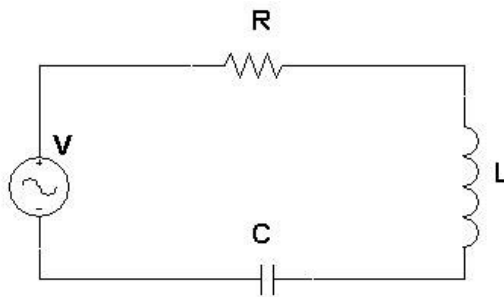


Figura 2-17 - Circuito RLC série. ²⁴

Podemos analisar este circuito (Figura 2-17 acima) com o conceito de impedância complexa, que soma simplesmente as impedâncias de cada componente, como se fosse uma associação de resistores em série.

Como foi mostrada anteriormente, a relação entre as impedâncias resistiva, indutiva e capacitiva é dada por:

$$Z = R + \left(\omega L - \frac{1}{\omega C} \right) \quad \dots(2.9)$$

Se a frequência (e, portanto, ω) é muito baixa, a impedância deve ser alta porque $1/\omega C$ é alto. Se ela é muito alta, a impedância deve ser também alta, porque ωL é alto. E, naturalmente, deve haver um valor de ω para o qual a impedância é mínima, o que ocorre quando $\omega L - \frac{1}{\omega C} = 0$ ou seja, quando as reatâncias do capacitor e do indutor possuam sinais opostos, neste ponto é que se encontra a ressonância do circuito.

Tendo elas sinais opostos, irão anular-se e a impedância do circuito será puramente resistiva. Desse modo, obteremos uma corrente eficaz maior, pois toda a corrente do circuito estará em fase com a tensão.

Nessa condição, a impedância é igual a R, ou seja, o circuito opera como se fosse apenas o resistor. É denominada ressonância do circuito e esta pode ser determinada por:

$$\omega L - \frac{1}{\omega C} = 0 \text{ ou } \omega_0 = \frac{1}{\sqrt{LC}} \text{ desde que } \omega_0 = 2\pi f, \text{ portanto } f_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}$$

Utilizando a equação $V=Z.I$, deixando com relação a corrente de pico (I_p) temos:

$$I_p = \frac{V_p}{Z} = \frac{V_p}{\sqrt{\left[R^2 \left(\omega L - \frac{1}{\omega C} \right)^2 \right]}} \quad \dots(2.10)$$

Da relação entre tensão de pico e corrente de pico conclui-se que a variação da corrente ocorre de forma contrária à variação da impedância, ou seja, a corrente é máxima na ressonância. O gráfico da Figura 2-18 dá uma curva típica para o circuito RLC série.

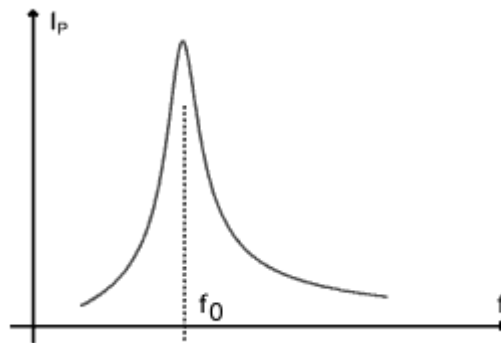


Figura 2-18 - Curva típica frequência de ressonância. ²⁴

onde: **I_p** : corrente de pico;
 f_0 : frequência de ressonância;
 f : frequência.

O parâmetro ω (velocidade angular) é empregado por razões de simplicidade. Nas especificações práticas de correntes alternadas, é usada quase sempre a frequência f , que pode ser convertida pela simples relação $\omega = 2\pi f$.

Quando a frequência está acima de ω_0 , a reatância do circuito tem caráter indutivo e a corrente fica atrasada em relação à tensão, quando a frequência está de ω_0 , a reatância do circuito tem caráter capacitivo e a corrente fica adiantada em relação à tensão.

2.4.3.1 Fator de Qualidade (Q)

O fator de qualidade Q de um circuito RLC série é a relação entre a reatância indutiva de ressonância e o valor da resistência:

$$Q = \frac{X_{L0}}{R} = \frac{\omega_0 L}{R} = \frac{1}{R} \cdot \sqrt{\frac{L}{C}} \quad \dots(2.11)$$

A Figura 2-19 mostra curvas da variação da intensidade de corrente com a frequência nas proximidades da ressonância para diferentes valores de R (mantidos os demais parâmetros) de modo a resultar em valores de Q diferentes. Quanto maior o valor de R, menor o valor de Q e mais achatada é a curva.

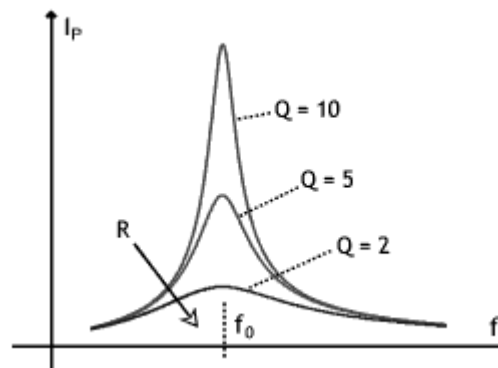


Figura 2-19 - Variações na intensidade de corrente na frequência de ressonância por diferentes valores de R.

24

onde: R: Resistências;

Q: Fator de qualidade.

Tratando-se do circuito RLC paralelo os resultados e conceitos empregados são os mesmos, a diferença é apenas o desenvolvimento dos cálculos, entretanto os resultados obtidos para a frequência de ressonância e o fator de qualidade são os mesmos. ^{24, 23}

2.5 Conversores Ressonantes

Os conversores ressonantes são projetados de maneira que, o circuito LC descarregue sua energia no momento em que alcance a ressonância. É sabido que quando se utiliza um circuito trabalhando sobre a frequência de ressonância o circuito possui sua corrente máxima, entretanto o circuito fica sem controle, por isso convencionalmente utiliza-se trabalhar um pouco acima ou abaixo da frequência de ressonância para que possa ter um total controle do circuito.

Estes circuitos que trabalham próximos da frequência de ressonância são também conhecidos como conversores quase-ressonantes.

Os conversores ressonantes são os que possuem uma maior eficiência quando utilizados em alta frequência, e isto pode ser facilmente visualizado no gráfico da Figura 2-20.

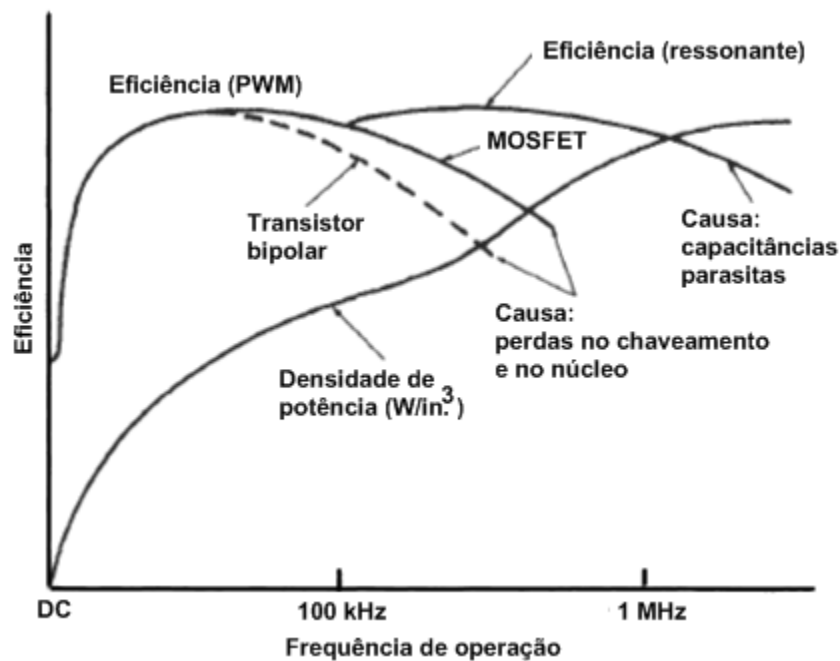


Figura 2-20 - Eficiência *versus* Frequência de operação.²⁶

Pode-se notar também no gráfico acima que as principais perdas de potência nos circuitos ressonantes ocorrem devido às capacitâncias parasitas do núcleo dos transformadores e isto deve ser levado em consideração durante o projeto de um circuito deste.

Os circuitos tanque-ressonantes partem sempre de uma condição inicial entre os ciclos de condução do elemento chaveador, onde nenhuma corrente flui pelo indutor ressonante ou nenhuma tensão pelo capacitor ressonante. Isto permite a minimização de perdas, ondulações e

ruídos durante o chaveamento quando comparados ao chaveamento por PWM (*Pulse-Width Modulation*/Modulação por largura de pulso).^{25, 26, 27}

Existem alguns modos que podem ser implementados nos circuitos ressonantes para aumentar ainda mais a sua eficiência no chaveamento e a minimizar as perdas, e estes modos são: *zero current switching* (ZCS) e *zero voltage switching* (ZVS).²⁸

No modo de chaveamento com corrente zero (ZCS), o tempo de acionamento do transistor é conhecido (*turn-on* fixo) e o que irá variar será o tempo de desligamento do transistor (*turn-off* variável) devido a ele ser desligado quando a corrente no transistor for zero. Já no modo de chaveamento com tensão zero (ZVS) o tempo de acionamento é que irá variar devido à tensão no transistor durante o momento de comutação ser zero e o tempo de desligamento será fixo como mostra a Figura 2-21:

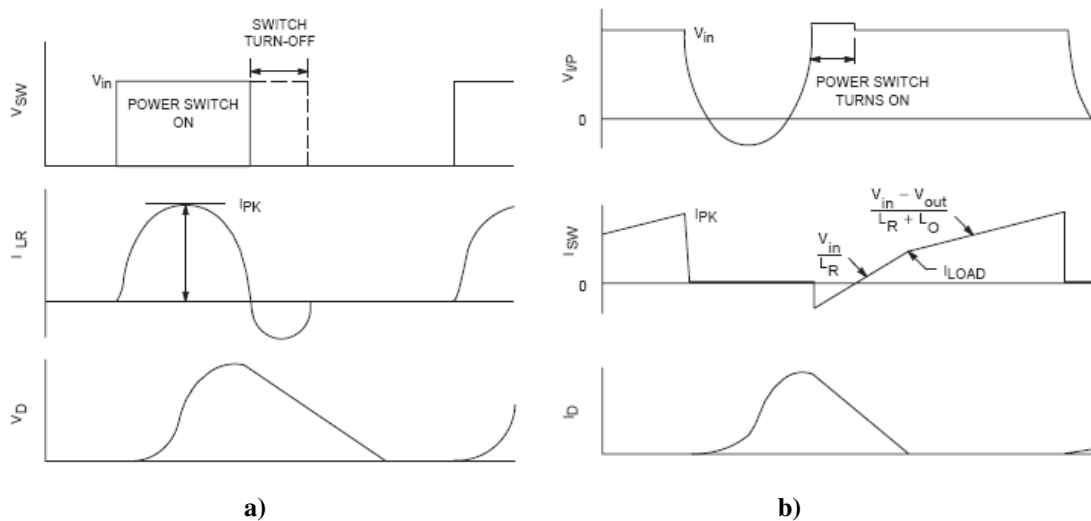


Figura 2-21 a) formas de onda do modo de corrente zero, b) formas de onda do modo de tensão zero.²⁷

onde: V_{SW} : Tensão chaveamento;
 I_{SW} : Corrente de chaveamento;
 I_{LR} : Corrente no indutor ressonante;
 V_D : Tensão no diodo;
 I_D : Corrente no diodo;
 I_{PK} : Corrente de pico;
 V_{in} : Tensão de alimentação;
 L_R : Indutor ressonante;
 V_{out} : Tensão de saída;
 L_O : Indutor de saída;
 I_{LOAD} : Corrente na carga;

Algumas técnicas de comutação suave utilizam os dois modos combinados, tendo o seguinte funcionamento: o elemento de controle é desligado (*turn-off*) (pelo ZCS) e ligado (*turn-on*) (pelo ZVS) no instante em que a corrente no indutor e a tensão no capacitor atinge zero, respectivamente, fazendo com que o circuito de chaveamento tenha o mínimo de perdas.²⁹

A seguir estes modos serão explicados detalhadamente indicando a maneira correta de implementá-los.

2.6 Semicondutores de potência

O gráfico da Figura 2-22 mostra comparação entre os principais componentes semicondutores de potência quanto às suas características de tensão, corrente e frequência de operação. Nesta figura, vemos que os tiristores são os dispositivos que conseguem suportar os maiores valores de corrente e tensão, mas não podem operar em frequências de chaveamento elevadas. Podemos notar também que os IGBT's possuem uma capacidade de suportar maiores tensões e podem operar em mais altas frequências que os transistores bipolares de potência e podem suportar maiores tensões e correntes que os MOSFET's de potência. Outro dado relevante é a região de operação segura do IGBT, a qual é superior as regiões reservadas ao MOSFET e ao transistor TBP.³⁰

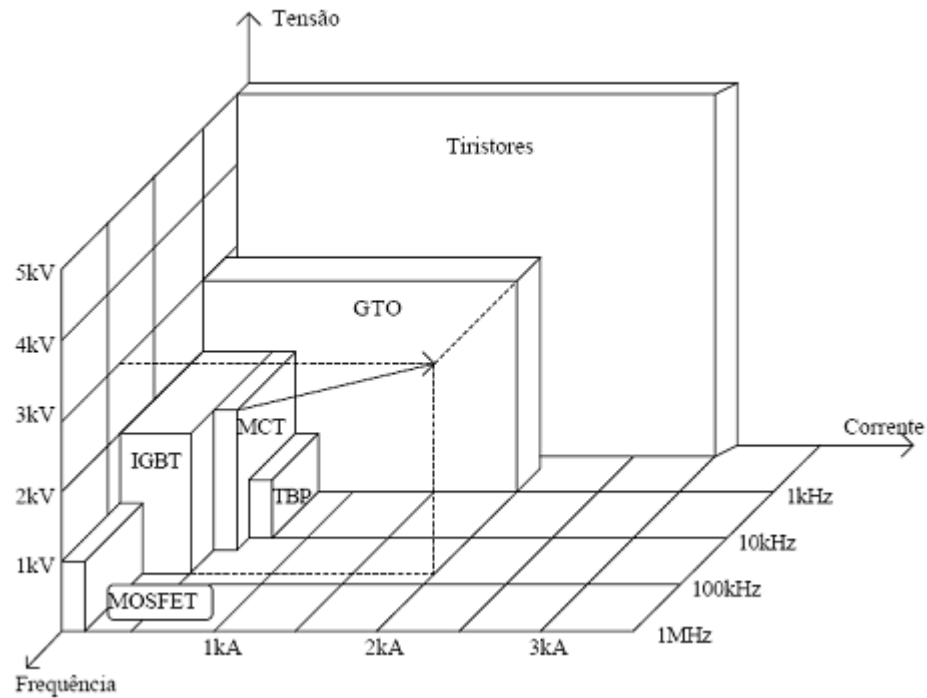


Figura 2-22 – Comparativos entre os semicondutores de potência. ³⁰

onde: **GTO** - Tiristor Comutável pela Porta;

MCT - Tiristor Controlado por MOS;

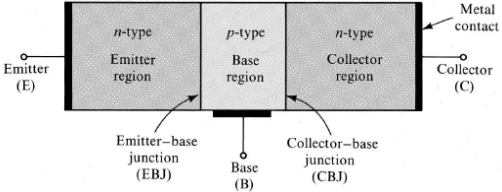
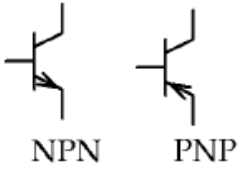
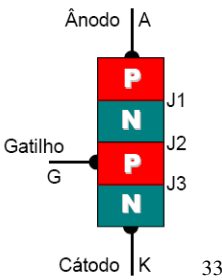
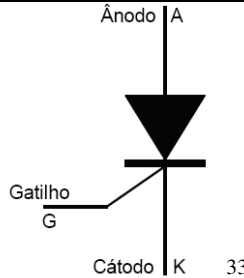
TBP - Transistor Bipolar de Potência;

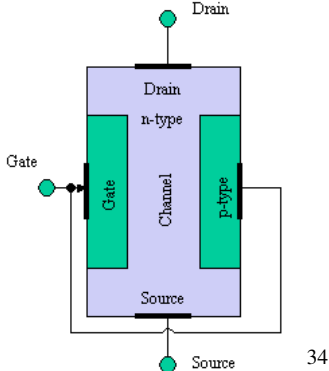
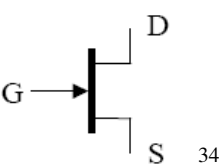
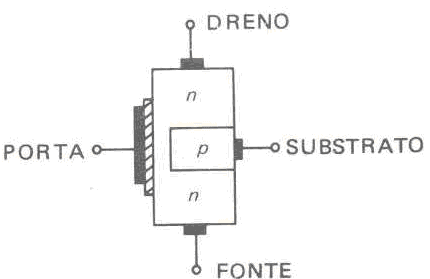
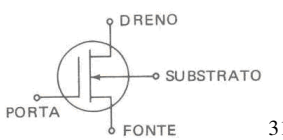
IGBT - Transistor Bipolar com Porta Isolada;

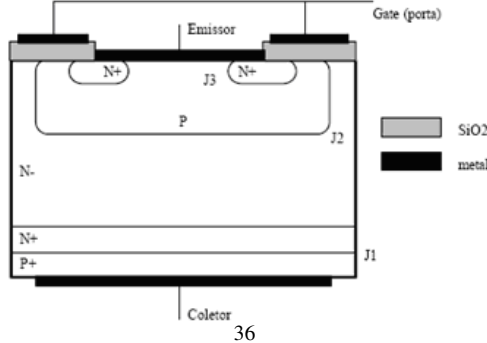
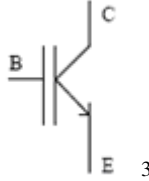
MOSFET - Transistores de Efeito de Campo de Semicondutores de Óxido de Metal.

A Tabela 2-3 mostra um comparativo entre os principais semicondutores indicados no gráfico acima, destacando suas principais vantagens e desvantagens.

Tabela 2-3 – Semicondutores de potência e suas principais características.

Semicondutor	Estrutura	Simbologia	Vantagens	Desvantagens
Transistor Bipolar de Junção ^{31, 32}			- Permitem o controle de elevadas correntes; - Apresentam baixas perdas no estado de condução; - Os TBs são mais lineares que os JFETs; - O ganho de um TB é muito mais alto que o de um JFET.	- Exigem elevadas correntes de base; - O TB não suporta tensão no sentido oposto porque isto pode ocasionar sua ruptura (geralmente entre 5 e 20V).
Tiristor ³³			- Apresentam alta velocidade de comutação e elevada vida útil; - Podem controlar grandes quantidades de potência em sistemas CC e CA, utilizando apenas uma pequena potência para o controle.	- Possuem resistência elétrica variável com a temperatura, portanto, dependem da potência que estiverem conduzindo. - Não operam em altas frequências.

JFET (<i>Junction Field-Effect Transistor</i>/Transistor de Junção por Efeito de Campo) ^{31,34}			- São controlados através de tensão ao contrário dos transistores bipolares que são controlados pela corrente; - Possui uma alta impedância de entrada; - Possui correntes de entrada muito mais baixas que o TB; - São rápidos e dissipam menos potência.	- Em geral, os JFETs são usados apenas nos casos em que um TB não iria funcionar de forma conveniente, como quando a corrente de fuga para a base de um TB é muito alta.
MOSFET (<i>Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor</i>/ Transistores de Efeito de Campo de Semicondutores de Óxido de Metal) ³¹			- Elevada impedância de entrada (maior que dos JFET); - Baixa resistência de condução dreno-fonte; - Para baixas correntes de condução através do canal, pode operar com elevadas frequências; - Podem controlar potências elevadas; - Exigem tensão para o disparo.	- Baixa velocidade de comutação, devido às capacitâncias de <i>gate</i> que aumentam com a intensidade de corrente (largura de canal).

IGBT (<i>Insulated Gate Bipolar Transistor/ Transistor Bipolar Com Porta Isolada</i>)^{35, 36}			- Controle de elevadas correntes; - Baixas perdas no estado de condução; - Podem operação em frequências de dezenas de kHz nos componentes para correntes na faixa de dezenas e até centenas de ampéres; - Facilidade de acionamento e elevada impedância de entrada; - Pequenas perdas de condução dos TBPs; - Velocidade semelhante às dos TBPs.	- Custo elevado.
---	---	---	---	--

3 METODOLOGIA

3.1 Definição dos conversores necessários

Para a realização deste trabalho foram utilizados dois tipos de conversores: um AC/DC para converter a tensão de entrada da rede (alternada) em uma tensão DC que alimentaria o circuito de chaveamento, que foi desenvolvida somente no final, pois esta fonte de alimentação não possui grande dificuldade, nem demanda de tempo no seu desenvolvimento, portanto inicialmente foi utilizada uma fonte de alimentação DC Tektronix[®] modelo PS282 nos testes.

O segundo conversor foi um inversor, ou seja, conversor DC/AC, responsável por chavear (em alta frequência) a tensão de entrada DC do circuito.

Foram estudadas diversas topologias de fontes chaveadas (Conversores DC/DC citados no item 2.3) e a que melhor atendeu a todos os pré-requisitos foi a topologia flyback associada a um circuito ressonante (para gerar uma forma de onda aproximadamente senoidal, uma exigência inicial do projeto), pois esta apresenta uma fácil configuração dos *drivers* de chaveamento, bom rendimento, característica de operar como elevadora de tensão e baixo custo, levando em conta a necessidade de poucos ou um único elemento chaveador de potência para sua operação.

3.2 Cálculos

Primeiramente foi necessário definir alguns parâmetros a serem alcançados pelo projeto do circuito para que outros parâmetros pudessem ser calculados. Portanto definiu-se a frequência de ressonância, as tensões máximas de entrada e saída e a corrente de saída do circuito. Como para os ensaios propostos para o dispositivo em desenvolvimento não requerem potência elevada, e sim uma alta tensão em alta frequência de saída, o circuito foi calculado para operar com uma baixa corrente (baixa potência), facilitando assim seu desenvolvimento.

Após definidos tais parâmetros foi possível então calcular as principais características do transformador e do circuito:

Cálculo do transformador:

- Relação de espiras (η):

$$\eta = \frac{V_E}{V_S} \quad \dots(3.1)$$

onde: V_E : Tensão de entrada;

V_S : Tensão de saída.

- Indutância do primário (L_P): Uma dica importante encontrada em literatura para circuitos ressonantes é utilizar a indutância do primário do transformador 20 vezes maior que a indutância do indutor ressonante ²² (L_r), portanto:

$$L_P = 20 \cdot L_r \quad \dots(3.2)$$

- Número de espiras do primário (N_P) e do secundário (N_S):

$$N_P = \sqrt{\frac{L_P}{Al}} \quad \dots(3.3)$$

$$N_S = \frac{N_P}{\eta} \quad \dots(3.4)$$

onde: Al : Fator de indutância (dado retirado do catálogo do fabricante do ferrite utilizado no projeto).

Para se calcular o indutor ressonante e o capacitor ressonante antes foi determinada a impedância característica do circuito (Z_r):

$$Z_r = \frac{D_{\max} \cdot (V_{E\min})^2}{2 \cdot \pi \cdot P_S} \quad \dots(3.5)$$

onde: $D_{\max}$: *Duty Cycle* máximo (valor = 1);

P_S : Potência de saída.

Cálculo do indutor ressonante (L_r):

$$L_r = \frac{Z_r}{2 \cdot \pi \cdot f} \quad \dots(3.6)$$

onde: f : frequência.

Cálculo do capacitor ressonante (C_r):

$$C_r = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot f \cdot Z_r} \quad \dots(3.7)$$

Tendo estes valores calculados pode-se determinar a frequência de ressonância (f_r) do circuito:

$$f_r = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot \sqrt{L_r \cdot C_r}} \quad \dots(3.8)$$

Como o circuito opera numa frequência de ressonância de aproximadamente 400 kHz (uma frequência relativamente alta) um parâmetro adicional foi estudado, as capacitâncias parasitas do núcleo do transformador. Estas capacitâncias parasitas, dependendo do seu valor, podem alterar totalmente a frequência de ressonância do circuito, trazendo assim consequências indesejáveis ao projeto. De outra forma, estas capacitâncias parasitas podem ser aproveitadas neste tipo de topologia, onde a partir das mesmas, podemos complementar o circuito de forma a atingir as frequências de ressonância desejadas.

Utilizando a metodologia *Resonant frequency with an external inductor in series* ³⁷ foi possível determinar a capacitância parasita do núcleo do transformador, e notou-se que tal valor era superior ao valor do capacitor ressonante, portanto, o circuito iria ressoar com o indutor ressonante e com a capacitância parasita do transformador em uma frequência diferente da calculada anteriormente.

Feito isso, o capacitor ressonante foi retirado do circuito, visto que a capacitância parasita do circuito estava se sobrepondo a este. Devido a isto, o indutor ressonante foi recalculado de modo que a associação do mesmo com a indutância do primário do transformador de alta tensão e sua capacitância parasita forçasse o circuito a ressoar numa frequência de aproximadamente 400 kHz.

Como foi mostrado no tópico de ressonância, se trabalharmos exatamente na frequência de ressonância o circuito tem a sua máxima transferência de potência, e com isso não temos controle sobre o mesmo, ou controle sobre a excursão da tensão em função da largura de pulso de entrada. Devido a esta condição é recomendado trabalhar próximo, acima ou da frequência de

ressonância para obter um rendimento aceitável e obter um bom controle do circuito, levando em consideração o fator de qualidade, que irá determinar a linearidade e a taxa de controle deste circuito.

3.3 Simulações

As simulações foram desenvolvidas no *software* OrCAD[®] PSpice AD / Capture 10.3 a partir dos valores obtidos dos cálculos que foram desenvolvidos na plataforma Mathcad[®] 14.0.

Estas simulações tiveram como principal objetivo a avaliação da capacidade da topologia Flayback-ressonante em produzir as formas de onda aproximadamente senoidais requisitadas neste projeto. Estas simulações levaram vários dias, já que muitos fatores como tolerâncias de componentes e modelamento de componentes não disponíveis na biblioteca do software utilizado foram necessários, e exigiram uma capacidade de processamento elevado do microcomputador empregado para redução do tempo total de simulação e assim adequação ao cronograma do projeto.

3.4 Projeto e construção do circuito eletrônico

A partir dos valores obtidos nos cálculos do dimensionamento do transformador de alta tensão e dos demais componentes do circuito juntamente com os resultados obtidos nas simulações foi possível iniciar a construção do dispositivo.

Outros dados relevantes no processo de projeto e construção foram os itens 3.4.1 e 3.4.2.

3.4.1 Escolha do elemento chaveador

A partir da análise do gráfico mostrado na Figura 2-22, das características de cada elemento chaveador e da medição da tensão sobre o elemento chaveador durante as simulações e testes, foi possível determinar qual o melhor componente a ser utilizado neste projeto.

3.4.2 Processo de confecção da placa de circuito impresso

Existem diversos métodos de confecção de placas de circuito impresso (manual, laser, fresa, etc.), porém como o instituto possui uma fresa automatizada e uma metalizadora, este foi o método utilizado.

A fresa automatizada é da marca LPKF modelo Protomat C40 controlada por um microcomputador, no qual você carrega um arquivo com a extensão .GERBER gerado a partir do *layout* do circuito e a partir deste a fresa executa todas as trilhas e furos na placa;

Também foi utilizada uma metalizadora da marca LPKF modelo MiniContac III para gerar o contato entre as faces da placa de cobre.

3.5 Medição dos parâmetros pré-estabelecidos no projeto (Validação do dispositivo)

As medições dos parâmetros pré-estabelecidos no projeto foram verificadas utilizando-se um osciloscópio e uma ponta de alta tensão, ambos calibrados assegurando assim a validade de tais medições. Em seguida tais medições foram comparadas à maior tensão declarada encontrada nos manuais para cada modo para verificar se o dispositivo atendeu aos requisitos iniciais confirmando se este estava apto a realização de todos os ensaios referentes à barreira de proteção de endoscópios.

3.6 Desenvolvimento do programa de controle utilizando *software Labview*[®]

Durante o projeto do dispositivo a idéia inicial foi de que este seria controlado via *Labview*[®] portanto foi de extrema importância para o desenvolvimento deste trabalho, obter conhecimento referente a este software durante o período de estágio.

Foi desenvolvido um programa de controle deste dispositivo no *software Labview*[®], levando em consideração a transparência e facilidade para auxiliar o usuário durante a realização dos ensaios de barreira de proteção.

A utilização do *Labview*[®] como ferramenta de controle e aquisição de dados tem sido aplicada com sucesso na STEEE³⁸ e mostra ser uma tendência para o desenvolvimento de

ensaios de segurança e desempenho de equipamentos eletromédicos. Esta composição de Hardware de potência e *Labview*[®] reduz consideravelmente os tempos de desenvolvimento e validação dos processos de ensaio.

No presente projeto, o *Labview*[®] atua com os comandos digitais de controle e segurança do sistema de acionamento de alta tensão, executa as operações de realimentação de parte dos circuitos de chaveamento de potência, e ainda possui a facilidade de implementação de curvas de calibração, previamente obtidas, relacionando a largura de pulso e amplitude de saída dos circuitos. Uma grande vantagem é a possibilidade de atualização desta informação, o que faz com que a calibração periódica do sistema possa ser carregada no *Labview* para compensação de desvios e possíveis irregularidades, aumentando assim sua qualidade e confiabilidade metrológica.

3.7 Desenvolvimento do procedimento de utilização do dispositivo

Foi desenvolvido um procedimento para utilização deste dispositivo, pois este é exigido pelo INMETRO para a acreditação do laboratório para realização dos ensaios referentes à norma NBR IEC 60601-2-18: 2002.

4 RESULTADOS

4.1 Cálculos

Os resultados finais dos cálculos dos componentes e circuitos não foram possíveis de ser apresentados neste trabalho, por solicitação da STEEE devido a este projeto estar sobre processo de registro de patente.

4.2 Simulações

Numa primeira simulação foi utilizada a topologia *Flyback* associada a um circuito tanque-ressonante (Figura 4-1), tendo em vista avaliar a eficiência desta topologia na geração de uma forma de onda aproximadamente senoidal, originada por uma largura de pulso de onda quadrada fixa (V5). Nesta simulação não foram levados em consideração os parâmetros pré-estabelecidos, pois não havia a necessidade de obter a tensão máxima de saída, apenas observar o comportamento do circuito e analisar se este responderia de acordo com o esperado (comportamento senoidal), confirmando assim sua utilização ou não.

Aqui foram adotados valores ideais para os componentes e para o transformador, não levando em conta as tolerâncias dos componentes e as características reais do núcleo do transformador e suas capacitâncias parasitas.

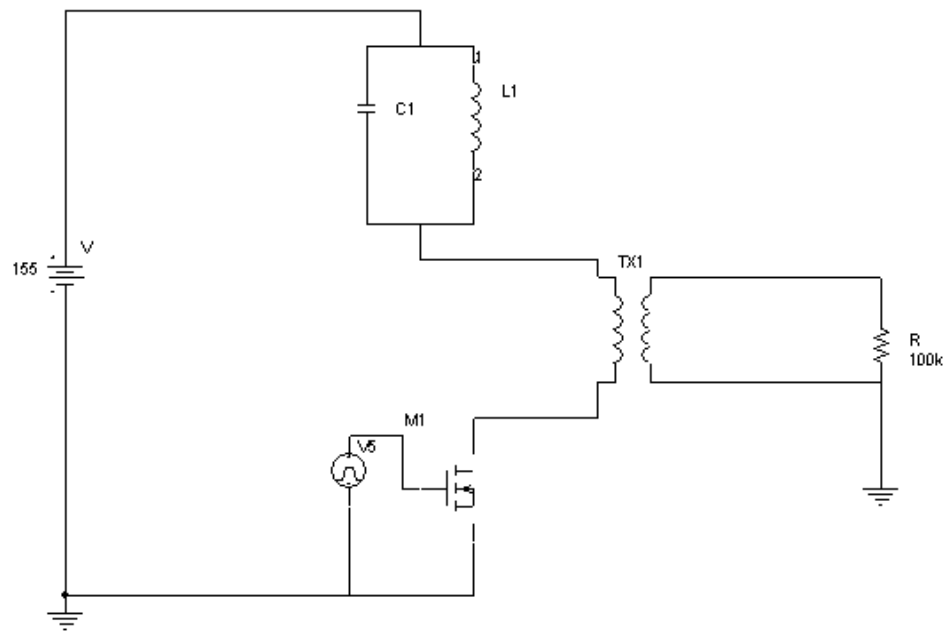


Figura 4-1 – Circuito *Flyback* ressonante.

onde: **C1:** Capacitor ressonante;
L1: Indutor ressonante;
V: Tensão de alimentação;
V5: Oscilador;
M1: Elemento Chaveador;
TX1: Transformador;
R: Carga.

O resultado da simulação deste circuito pode ser visualizado na Figura 4-2.

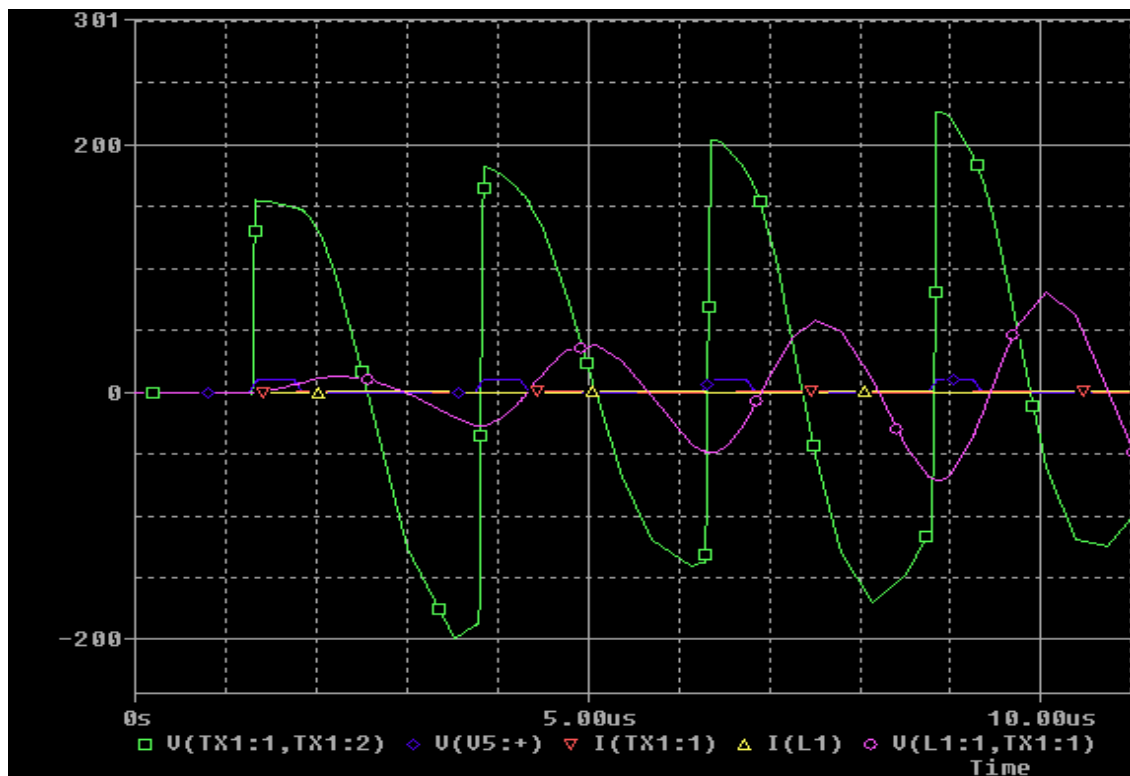


Figura 4-2 – Simulação circuito tanque ressonante – comportamento inicial.

onde: **V (TX1:1, TX1:2):** Tensão no secundário do transformador;

V (V5:+): Tensão de chaveamento;

I (TX1:1): Corrente de magnetização do transformador;

I (L1): Corrente no indutor ressonante;

V (L1: 1,TX1:1): Tensão no primário do transformador.

Como podemos ver neste gráfico da Figura 4-2, quando o transistor recebe um pulso de onda quadrada (linha azul), começa a ser carregada uma tensão no primário do transformador (linha verde). Quando o transistor desliga, o circuito ressoa e a tensão do primário é transferida para o circuito secundário do transformador (linha roxa). Se no próximo semi-ciclo o capacitor não houver descarregado toda sua energia, a tensão de entrada V é somada com essa tensão do capacitor e essa resultante será transferida para o secundário. Isto irá acontecer até a estabilização, o que resultará numa onda senoidal maior que a tensão de entrada ressoando no primário do transformador devido ao circuito LC e sendo transferida para o secundário do transformador pela relação de espiras. Pode-se observar também, uma defasagem entre a tensão de primário e secundário, o que caracteriza o inversor *Flyback*.

Como estes dados não refletiam o circuito real que seria implementado posteriormente, uma segunda simulação, levando em conta somente a capacitância parasita do circuito primário do transformador, já que a capacitância no secundário é praticamente nula.

Nesta segunda simulação o capacitor (C) foi colocado em paralelo com o primário do transformador (L2), para representar assim a capacitância parasita medida (Ver Figura 4-3).

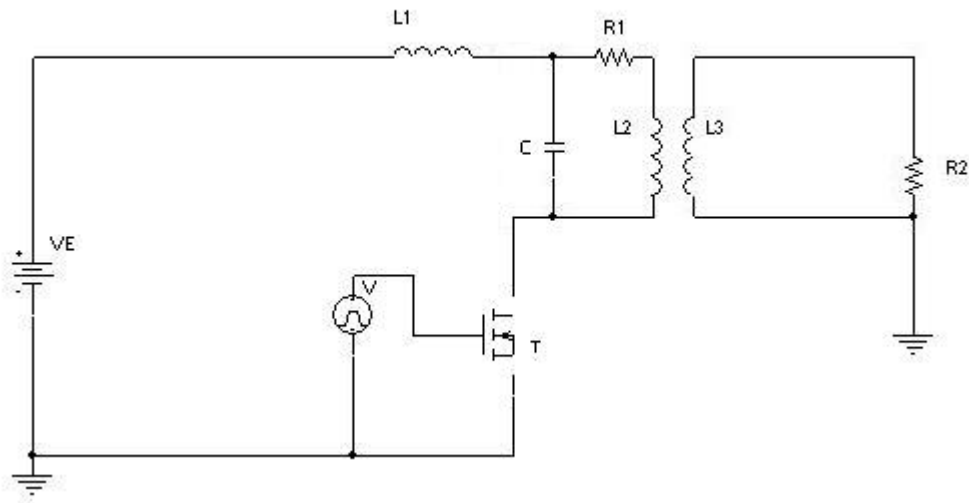


Figura 4-3 – Circuito *Flyback* ressonante 2.

- onde: **VE:** Tensão de alimentação;
V: Oscilador;
L1: Indutor ressonante;
R1: Resistência do núcleo do transformador;
C: Capacitância parasita medida;
T: Elemento chaveador;
L2: Primário do transformador;
L3: Secundário do transformador;
R2: Carga.

O resultado desta segunda simulação pelo *software* pode ser visualizado na Figura 4-4. Novamente a análise era somente do comportamento do circuito, quanto à forma de onda, se o circuito iria ressoar ou não, etc. Portanto também não foi levada em consideração a tensão máxima de saída a ser alcançada.

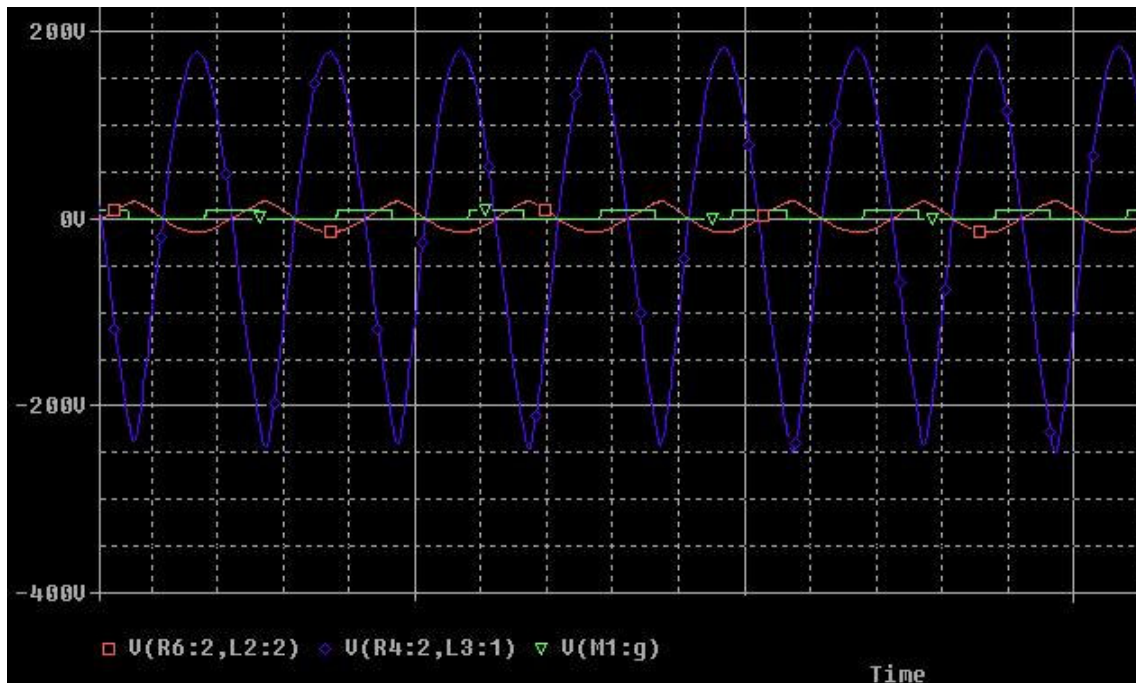


Figura 4-4 – Simulação circuito *Flyback* ressonante – comportamento estável.

onde: **V(R6:2, L2:2):** Tensão no primário do transformador;
V(R4:2, L3:1): Tensão no secundário do transformador;
V(M1:g): Tensão de chaveamento.

Quando o transistor liga (linha verde) o indutor opõe-se a corrente armazenando assim energia em seu enrolamento, quando o transistor desliga o indutor e o capacitor ressoam e um pulso de energia é entregue ao primário do transformador (linha vermelha) que é transferido e aumentado devido à relação de espiras ao secundário do transformador (linha azul).

A partir destes resultados, foi possível concluir que a topologia *Flyback*-ressonante era realmente adequada aos propósitos do projeto, e outras simulações com razões de espira e componentes reais foram efetuadas, levando em conta tolerâncias e *drivers* de chaveamento empregados. Estes dados não são ilustrados neste trabalho devido a confidencialidade deste projeto junto a STEEE, que solicitou a não apresentação destes resultados, já que o projeto está em processo de registro de propriedade intelectual da STEEE.

4.3 Projeto e construção do circuito eletrônico

4.3.1 Escolha do Elemento Chaveador

O gráfico da Figura 4-5 representa uma medição da tensão sobre o elemento chaveador realizada durante os ensaios de bancada após o primeiro protótipo ser construído. Podemos notar neste gráfico que existe uma tensão de 476.5 Vpp sobre o elemento chaveador, portanto este dado teve que ser levado em consideração durante a escolha dos componentes do circuito, pois a utilização de *drivers* e chaveadores que não suportassem tal diferença de potencial poderia comprometer a segurança elétrica e o desempenho do dispositivo.

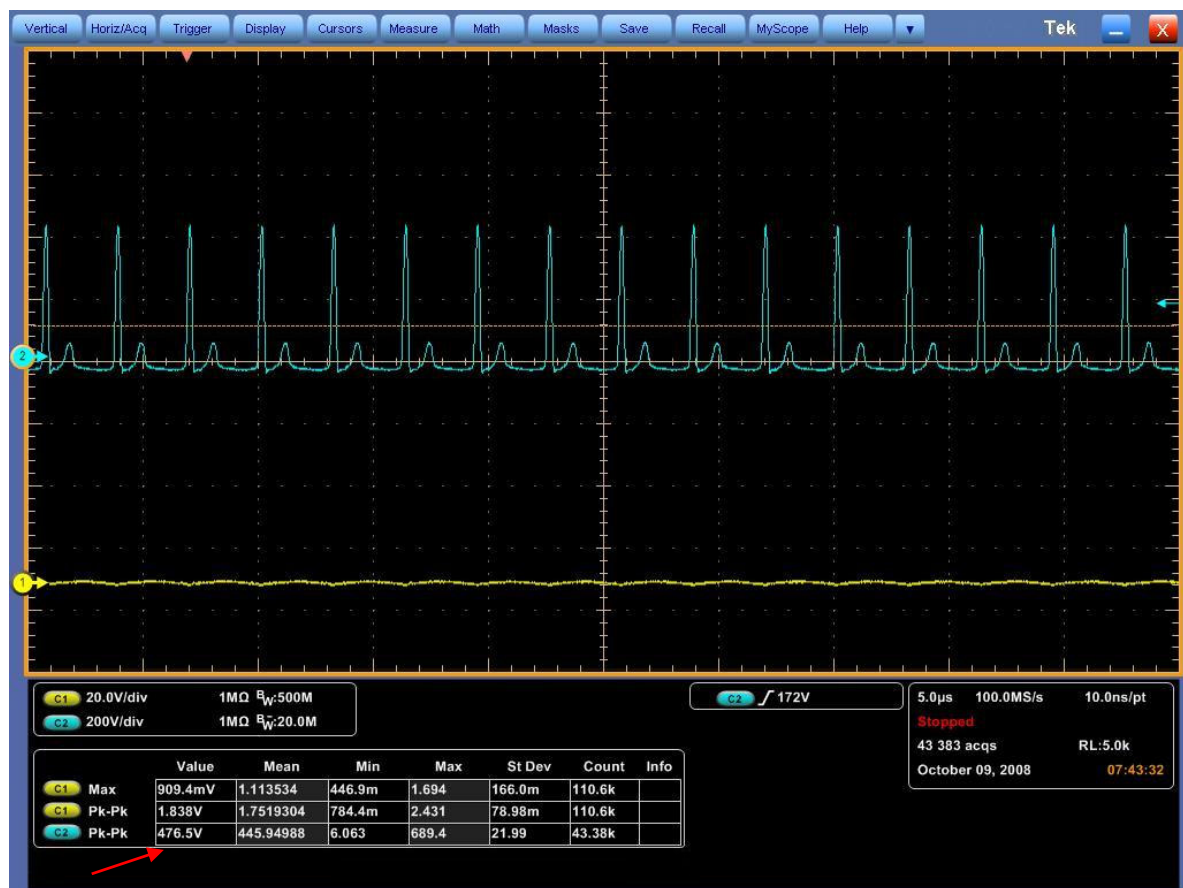


Figura 4-5 – Gráfico da tensão sobre o elemento chaveador.

Esta medição foi realizada utilizando um osciloscópio Tektronix® modelo DPO7104 calibrado e rastreado RBC.

4.3.2 Processo de confecção da placa de circuito impresso

Primeiramente para a confecção de placas de circuito impresso por métodos industriais é necessário gerar o *layout* da placa, utilizando *softwares* específicos. O *software* utilizado para gerar o *layout* da placa foi o ORCAD *layout plus*. A Figura 4-6 ilustra o *layout* da placa gerado pelo *software*.

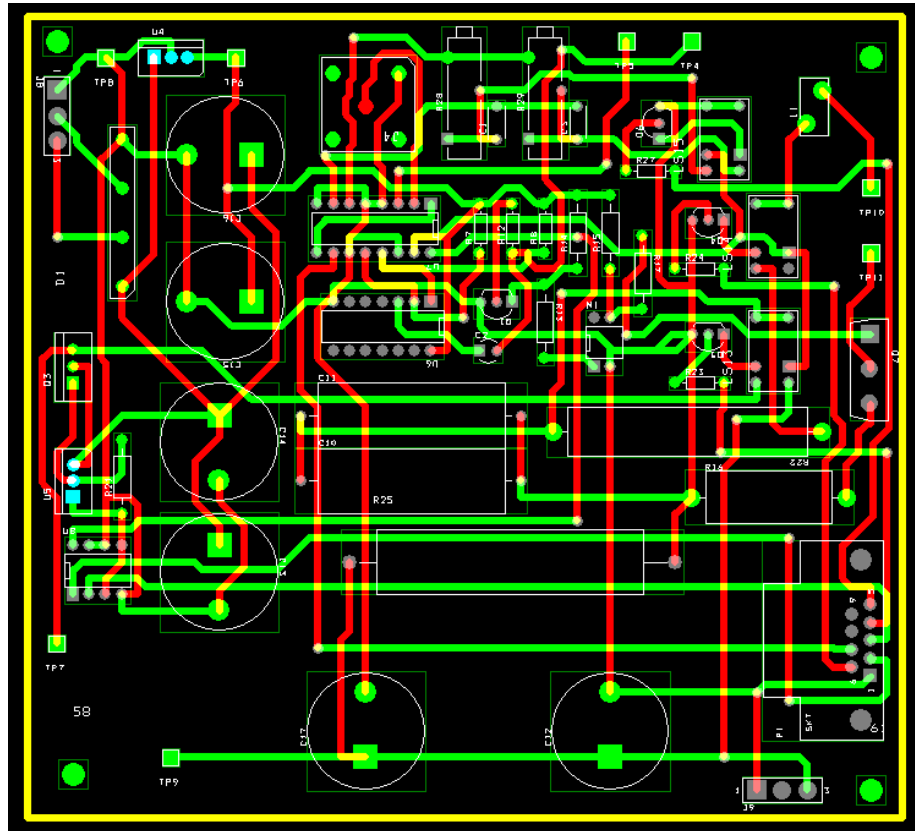


Figura 4-6 – *Layout* da placa gerado com o *software* ORCAD *layout plus*. Nesta figura as linhas em vermelho são as trilhas na parte superior da placa, as linhas em verde são as trilhas na parte inferior da placa e os contornos em branco são os espaços reservados para cada componente.

Para diminuir o tamanho da placa optou-se por confeccionar uma placa dupla face, onde as trilhas são feitas em ambos os lados da placa e o contato entre as faces é feito por meio de furos metalizados por um processo de deposição de cobre.

O processo de confecção da placa pode ser dividido em quatro etapas:

A) Execução dos furos na placa:

Primeiramente são realizados todos os furos da placa que servirão para fixar os componentes na placa e também para realizar o contato entre as faces da placa.

B) Metalização dos furos:

Utilizando-se uma metalizadora que por um processo eletrolítico deposita cobre sobre a placa e sobre a superfície interna dos furos, o que proporciona o contato entre as faces da placa.

C) Confecção das trilhas do circuito:

Após a metalização a placa volta para a fresa e através do *software* de controle da fresa é selecionado para que esta execute o desenho de todas as trilhas na placa.

D) Envernizamento da placa:

Neste processo são aplicadas camadas de verniz sobre a placa para garantir a não oxidação da placa devido a manuseio e devido a ações do clima.

O resultado após estes passos pode ser visualizado na Figura 4-7.

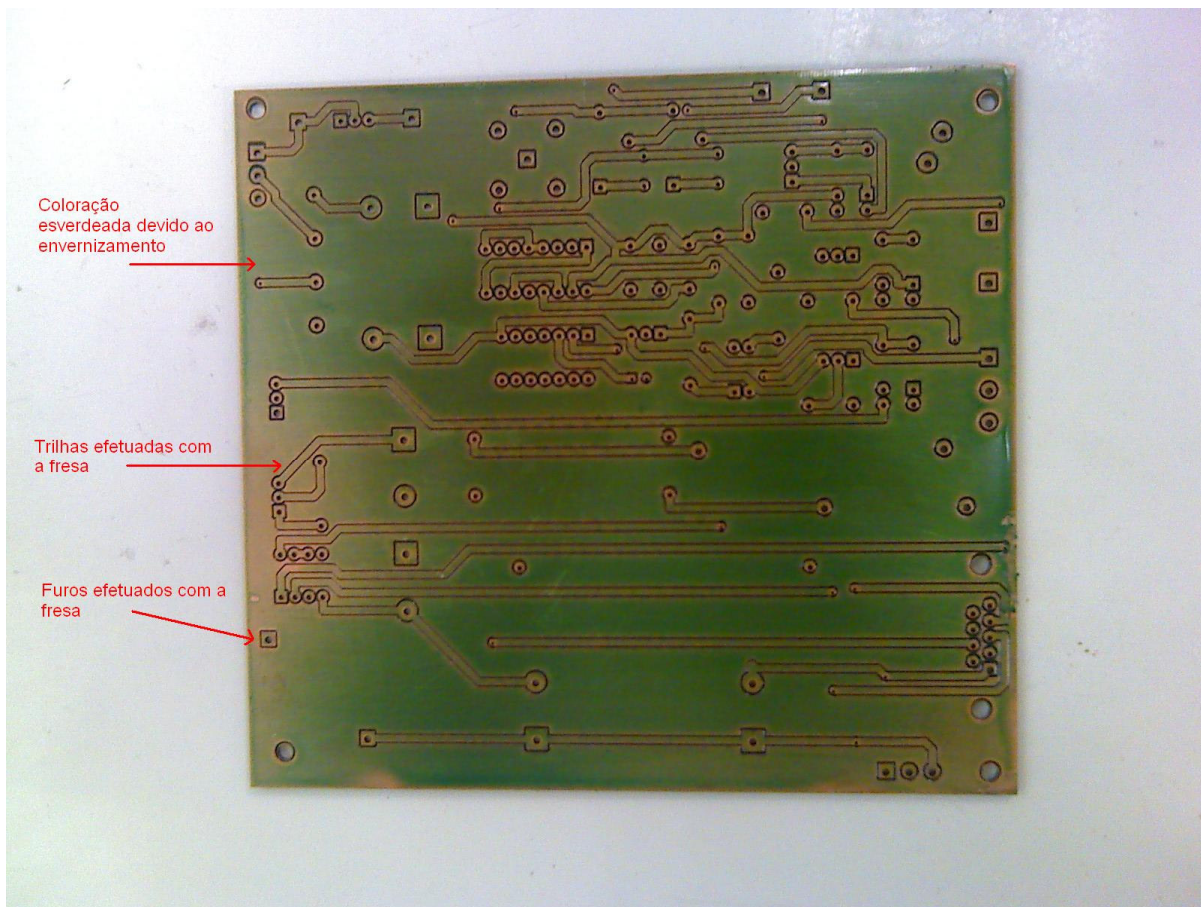


Figura 4-7 – Placa de circuito impresso confeccionada pelo processo de fresamento e metalização.

Terminado o processo de confecção da placa foram soldados os componentes do circuito, o transformador de alta tensão e o resultado pode ser visualizado na Figura 4-8.

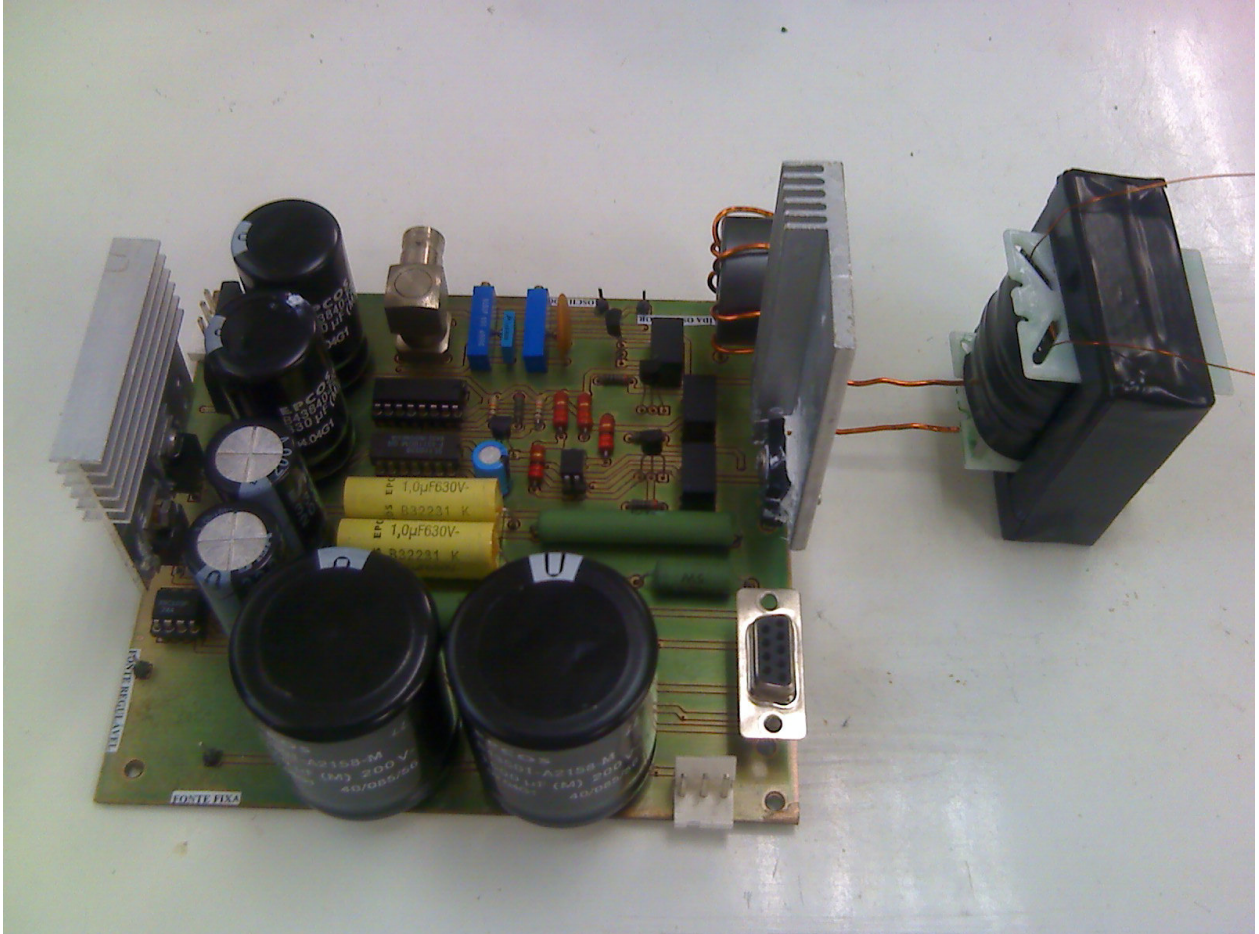


Figura 4-8 – Placa do dispositivo com seus componentes.

4.4 Circuito Final

A Figura 4-9 mostra um diagrama esquemático do circuito final do dispositivo, que pode ser dividido em seis blocos:

- (1) Fonte DC de 15 V para alimentação do circuito de chaveamento, alimentação do circuito oscilador;
- (2) Fonte DC com tensão de entrada fixa e com tensão de saída regulada pelo *duty cycle*, para geração da tensão de ensaio na frequência de 360 kHz;
- (3) Fonte DC regulável para geração da tensão de ensaio na frequência de 40 kHz com pulsos de 1,25 μ s +/- 25%;
- (4) Circuito Oscilador responsável pela geração do sinal nas frequências de 40 kHz e também de 360 kHz;
- (5) Circuito seletor composto por dois relés, sendo o primeiro responsável por selecionar qual dos circuitos serão utilizados e o segundo relé, um de segurança, para garantir que a tensão passe para o circuito de chaveamento somente quando este estiver ativado;
- (6) Circuito de chaveamento composto pelos IGBTs e também o circuito ressonante (indutor + a capacitância parasita do núcleo do transformador) e também a saída de sinal que será utilizada para os ensaios.

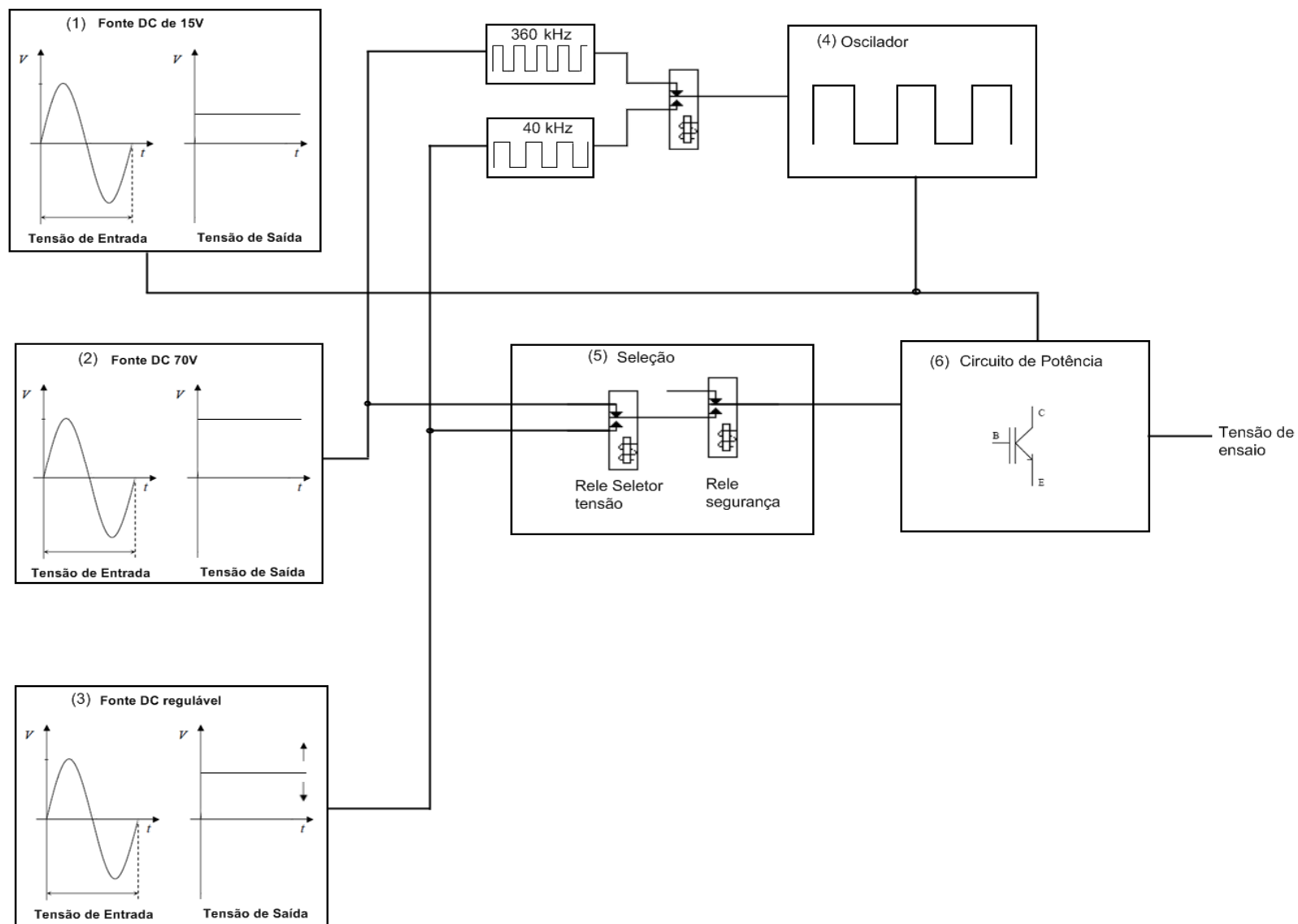


Figura 4-9 – Diagrama total do dispositivo final.

4.5 Programa de controle utilizando o *software Labview®*

A interface do programa de controle do dispositivo para ensaio de barreira de proteção de acordo com a norma ABNT NBR IEC 60601-2-18 pode ser visualizada na Figura 4-10.

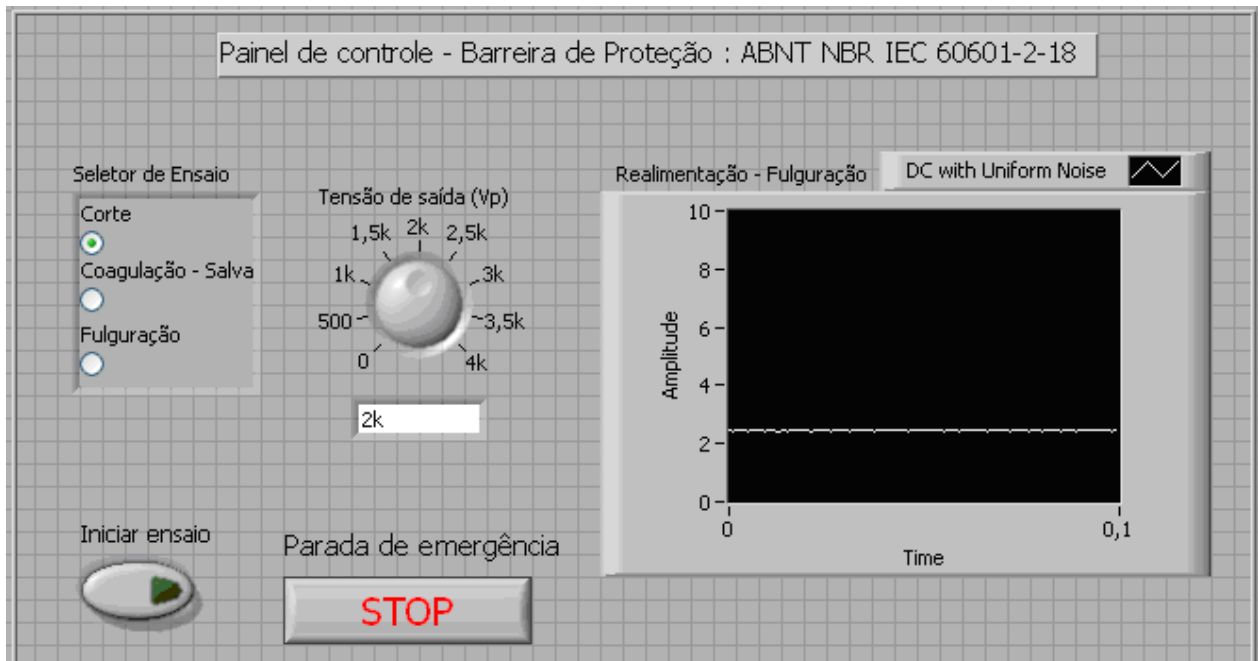


Figura 4-10 – Painel de controle em *Labview* do dispositivo.

Esta interface procurou facilitar ao operador a realização do ensaio e possui um painel seletor de ensaio (Corte, Coagulação tipo Salva e Coagulação tipo Fulguração), um botão seletor da tensão de ensaio que varia de 0 a 4 kVp, um botão para ativar o início do ensaio e um botão Parada de emergência que caso haja alguma condição anormal durante a realização do ensaio, o operador pode abortar o ensaio garantindo a segurança elétrica dos equipamentos envolvidos no ensaio.

Esta interface possui também um gráfico que indica a tensão de realimentação da fonte regulável que é utilizada no ensaio de barreira de proteção no modo fulguração, este gráfico serve para que o operador possa acompanhar qual a tensão de entrada no circuito da fonte regulável, tendo assim outro meio de segurança, pois caso haja algum nível elevado (acima de 10V) o operador irá notar e verificar o que está acontecendo.

O diagrama de blocos do programa desenvolvido no software *Labview*® não pode ser apresentado neste trabalho devido a termos de confidencialidade do projeto para com a STEEE.

4.6 Validação do dispositivo

4.6.1 Tensão de Ensaio no Modo Corte

A Figura 4-11 mostra um gráfico obtido por intermédio do osciloscópio Fluke® modelo 199C onde foram aquisitadas as medições de tensão de saída e de entrada do circuito.

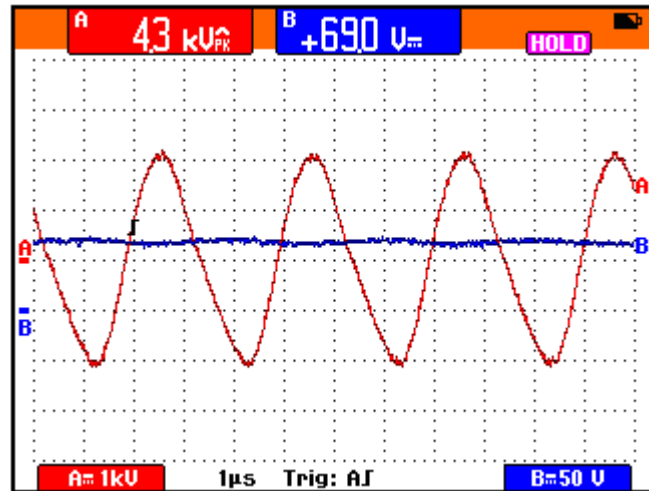


Figura 4-11 – Forma de onda da tensão de saída no modo corte.

Podemos notar que com 69 V de tensão DC de entrada, a tensão de saída obtida foi de 4,3 kVp superando assim 150% da tensão de pico máxima declarada encontrada nos manuais dos fabricantes que foi de 2 kVp.

Esta tensão de saída é controlada pelo *duty cycle* do pulso do circuito oscilador e permite uma ampla faixa de controle da tensão fazendo com que este dispositivo atenda a qualquer especificação de ensaio de acordo com os dados atuais de tensão de ensaio suportada pelos endoscópios.

A frequência estabelecida foi de 360 kHz, estando dentro do limite especificado pela norma.

4.6.2 Tensão de Ensaio no Modo de Coagulação Tipo Salva

Como a tensão estabelecida pela norma para a realização dos ensaios de barreira de proteção no modo de coagulação tipo salva é menor que a tensão especificada no modo de corte a tolerância para a frequência do ensaio é a mesma, portanto os resultados citados em 4.1 são válidos também para o modo de coagulação tipo salva.

A relação de salva-pausa de 1:1 com 10 ciclos de alta frequência por salva foi alcançado aplicando-se uma modulação sobre a tensão de *duty cycle* de chaveamento do circuito, também controlada via *Labview*[®].

4.6.3 Tensão de Ensaio no Modo de Coagulação Tipo Fulguração

O gráfico a seguir (Figura 4-12) mostra a tensão de saída e a largura de pulso do sinal de entrada do circuito. Como neste modo a frequência do circuito estava muito abaixo da frequência de ressonância, o transformador armazena energia durante o período de *Ton* (transistor ligado) e transfere a energia para o secundário após o sinal cair para nível zero (transistor desligado), por isso a medição da largura de pulso está invertido.

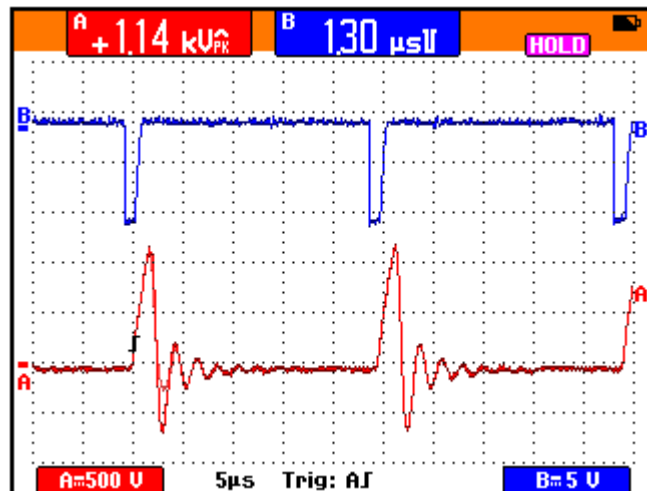


Figura 4-12 - Forma de onda da tensão de saída no modo coagulação tipo fulguração.

A partir da análise deste gráfico podemos concluir que este dispositivo atende a especificação da norma referente ao modo de coagulação tipo fulguração, pois a tensão gerada foi

de 1,14 kVp superando assim 110% da tensão máxima declarada encontrada nos manuais e a largura de pulso está dentro da faixa de tolerância estabelecida pela norma.

A frequência deste sinal também foi medida e encontrado o valor de 40,8 kHz, atendendo assim também esta outra especificação da norma.

4.7 Problemas encontrados durante as medições e ensaios

Durante os testes em bancada, quando a tensão de saída do circuito começou a alcançar níveis elevados pode-se perceber que o rendimento do circuito caía e a tensão de ensaio não era alcançada. Foram feitas diversas análises e chegou-se a conclusão de que a isolamento entre o primário e o secundário do transformador não estava sendo suficiente para suportar a diferença de potencial que havia entre os enrolamentos, e após desenrolar o transformador pode-se notar que realmente houve a ruptura da isolamento como mostra a Figura 4-13 .

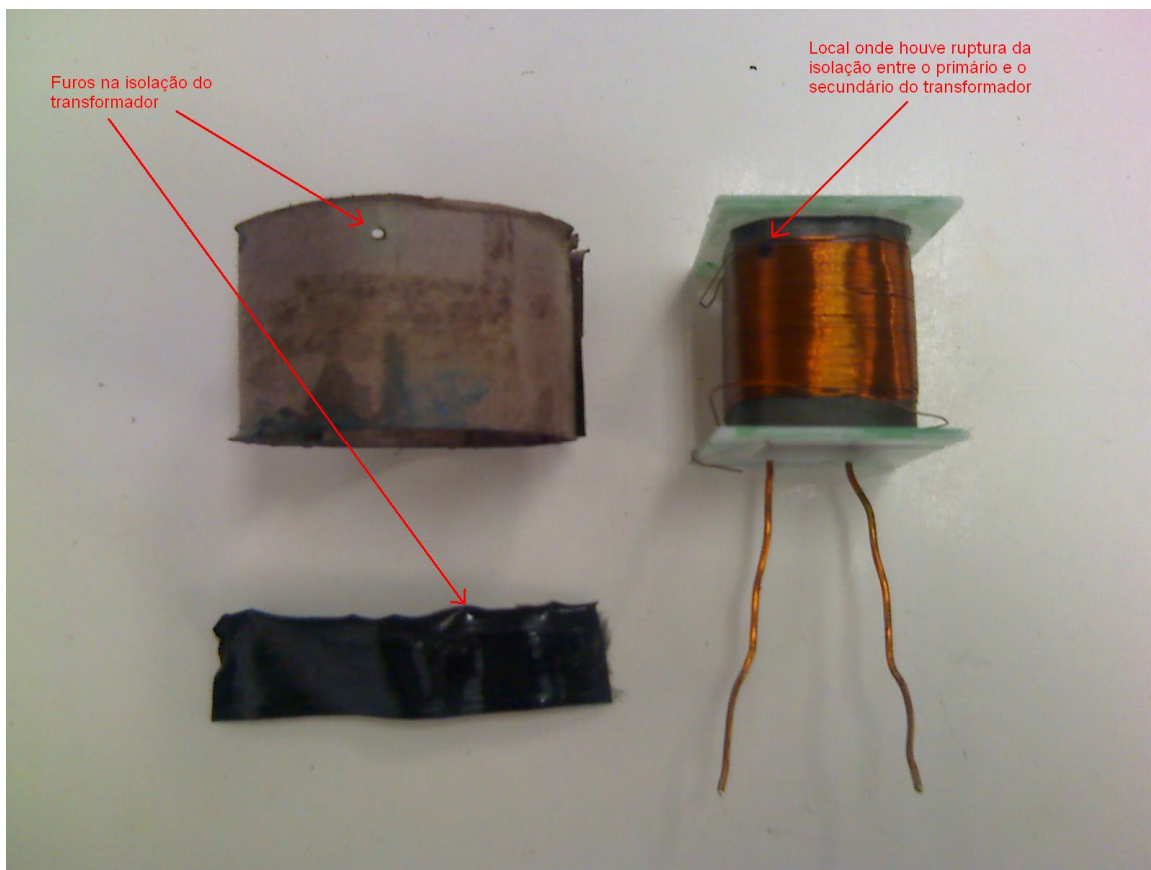


Figura 4-13 – Ruptura da isolamento entre o primário e o secundário do transformador.

Após confirmado que a isolamento entre o primário e o secundário estava influenciando diretamente na tensão de saída do circuito o transformador foi remodelado com uma isolamento reforçada para garantir que o transformador transferisse toda a energia do primário para o secundário com eficiência e segurança.

5 CONCLUSÕES

Com a validação destes resultados e com o procedimento de utilização do dispositivo pronto a STEEE poderá ser acreditada pelo INMETRO para a realização de todos os ensaios referentes a norma ABNT NBR IEC 60601-2-18: 2002. Esta acreditação sairá possivelmente ainda neste ano de 2009, pois a auditoria está marcada para o mês de abril.

A realização de simulações auxiliam bastante durante o desenvolvimento de projetos de circuitos eletrônicos, pois estas podem mostrar se o caminho o qual se está seguindo está correto ou não, e a partir da comparação entre o comportamento do tensão de saída do dispositivo final e das simulações foi possível notar claramente a semelhança entre estes.

A utilização de um software como o *Labview*[®] facilita e otimiza os projetos de circuitos eletrônicos e mostra-se cada vez mais a sua aplicabilidade nesta área, abrindo uma linha de desenvolvimento de projetos.

Os resultados também comprovaram que as capacitâncias parasitas dos transformadores de alta frequência interferem diretamente no comportamento do circuito, entretanto estas também podem ser úteis no próprio circuito se pudermos determiná-las de forma apropriada.

Pode-se comprovar também que a topologia Flyback mostrou-se eficiente quando associada a um circuito ressonante o que viabiliza tal aplicação e que a isolamento dos transformadores de alta frequência e alta tensão deve ter uma atenção especial pois tal fato foi de grande influência neste projeto.

A partir do início dos estudos e do desenvolvimento do dispositivo de alta frequência e alta tensão foi possível adquirir conhecimento sobre:

- ☞ Eletrônica de potência;
- ☞ Topologia de fontes de alimentação;
- ☞ Fontes chaveadas;
- ☞ Topologia de inversores;
- ☞ Circuitos ressonantes;
- ☞ Endoscópios;
- ☞ Bisturis eletrônicos;
- ☞ Cálculo do dimensionamento de transformadores;

- ☞ Simulações de circuitos eletrônicos;
- ☞ Ensaios de equipamentos eletromédicos;
- ☞ Ensaios de barreira de proteção;
- ☞ Normas da série NBR IEC 60.601-X-X;
- ☞ Processo de confecção de placas de circuito impresso;
- ☞ Normas referentes a sistemas de Qualidade de laboratórios de Ensaio.

Durante este tempo de trabalho foi possível adquirir muito conhecimento sobre esta variedade de tópicos, além de melhorar minha conduta social e profissional assim como desenvolver e aperfeiçoar minhas habilidades e capacidades de trabalho em grupo.

6 BIBLIOGRAFIA

¹ ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **ABNT NBR IEC 60.601-2-18 – Prescrições particulares para segurança de equipamentos de endoscopia**. 1ª ed., Rio de Janeiro, 2002.

² MARRONI, Alessandro C.. **Adequação de equipamentos eletromédicos à norma NBR IEC 60601-1 e introdução a IEC 60601-1 – 3ª edição**. Apostila de curso de curta duração. No Risk Serviços Técnicos Especializados Ltda. São Paulo fev. 2009.

³ WEBSTER, John G. *Endoscopes. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, second edition, volume 3*, 598p. New Jersey, 2006.

⁴ LEINER, Dennis C. *Medical Optics Tutorial*. Disponível em:
<http://www.lighthouseoptics.com/info.php?info_id=17>. Acesso em 12 nov. 2008.

⁵ COTTON, Peter B. WILLIAMS, Christopher B. *Practical Gastrointestinal Endoscopy – The Fundamentals*. 5ª edition. Blackwell Publising. 213p. 2003.

⁶ WOLF, Richard. *Endoscope*. Disponível em :<<http://www.richard-wolf.com/Endoscope.1242.0.html?&L=1>> Acesso em 12 nov. 2008.

⁷ SWANSON, Donna. *Structure of the rigide endoscope*. Disponível em:
http://www.corexcel.com/rw/html/body_endoscopes_page1.htm> Acesso em 12 nov. 2008.

⁸ CURTIN, Dennis P. *How a Digital Camera Works*. Disponível em:
<<http://www.shortcourses.com/choosing/how/03.htm>> Acesso em 21 out. 2008.

⁹ LIMA, Cássio. **Introdução às fibras ópticas**. 2002. Disponível em:<<http://www.clubedohardware.com.br/artigos/371>>. Acesso em 21 out. 2008.

-
- ¹⁰ FREUDENRICH, Craig. **Como funcionam as fibras ópticas**. Disponível em: <<http://informatica.hsw.uol.com.br/fibras-opticas.htm/printable>>. Acesso em 21 out. 2008.
- ¹¹ UNIVERSE REVIEW. **Organs**. Disponível em: <<http://universe-review.ca/I10-82-organs.jpg>>. Acesso em 01 dez. 2008.
- ¹² ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **ABNT NBR IEC 60.601-2-2 – Prescrições particulares para segurança de equipamento cirúrgico de alta frequência**. 1ª ed., Rio de Janeiro, 2001.
- ¹³ PALOMARES, Rosário Del Pilar Alva. **Confiabilidade Metrológica de Unidades Eletrocirúrgicas de Alta Frequência**. Dissertação de Mestrado. Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro. 2005.
- ¹⁴ SCHINEIDER, Bertoldo, Jr. **Estudo Teórico Prático de Parâmetros Técnicos e Fisiológicos Utilizados em Eletrocirurgia, Visando a Otimização do Desenvolvimento e Performance de um Bisturi Eletrônico**. Tese de Doutorado. CENTRO FEDERAL DE EDUCAÇÃO TECNOLÓGICA DO PARANÁ - CEFET-PR. 252p. Curitiba, 2004.
- ¹⁵ VIANA, Vlamir. **Certificação de equipamentos de raios X**. Dissertação monográfica (Graduação em Tecnologia em Saúde) – Departamento de Saúde, Faculdade de Tecnologia de Sorocaba, Sorocaba, 1997.
- ¹⁶ CAMARGO, Bruna Ramos. **Adequação da Seção Técnica de Ensaio em Equipamentos Eletromédicos para a realização dos ensaios da terceira edição da Norma Geral IEC 60601-1:2005**. Dissertação monográfica (Graduação em Tecnologia em Saúde) – Departamento de Saúde, Faculdade de Tecnologia de Sorocaba, Sorocaba, 2008.
- ¹⁷ INSTITUTO DE ELETROTÉCNICA E ENERGIA (IEE). **Histórico**. Disponível em: <<http://www.iee.usp.br>>. Acesso em: 08 nov. 2008.

-
- ¹⁸ OLYMPUS WINTER & IBE GMBH. **Manual do Sistema de Endoscopia**. Disponível em: <www.olympus-europa.com/endoscopy/images/P_SystemGuide.pdf ->. Acesso em: 08 nov. 2008.
- ¹⁹ ZANCO, Wagner da Silva; **Eletrônica Básica, versão 1.0**, 2006. Disponível em: <http://www.wagnerzanco.com.br/Downloads/Eletronica_basica/Eletronica_basica.pdf>. Acesso em 05 jul. 2008.
- ²⁰ RIDLEY, Ray; *Analyzing the SEPIC converter*. Disponível em <www.powersystemsdesign.com/design_tips_nov06.pdf> Acesso em 05 jul 2008.
- ²¹ KOFUJI, S. Takeo; **Fontes chaveadas**, Disponível em <www.colegiouberaba.com.br/apostilas/eletri/Fontes%20Chaveadas.pdf> Acesso em: 30 jun 2008.
- ²² MELLO, L.F. Pereira; **Projetos de fontes chaveadas**, São Paulo: Érica, 1996.
- ²³ LINEAR. **Circuitos Ressonantes**. Disponível em: <www.linear.com.br/circuitosressonantes.ppt> Acesso em 08 set 2008.
- ²⁴ SOARES, Marco A. **Correntes Alternadas VI-20**. Disponível em: <http://www.mspc.eng.br/eleomag/ac_0620.shtml> Acesso em 08 set 2008.
- ²⁵ GEGNER, P. Joel; *Zero voltage switching quase-resonant converters with multi-resonant bipolar switch*. United State Patent, Patent nº 5.343.140, 1994. Disponível em <<http://www.freepatentsonline.com/US5343140>> Acesso em 02 jul 2008.
- ²⁶ BROWN, M; *Practical switching power supply design*, Motorola Semiconductor, 1990.

²⁷ ON SEMICONDUCTOR; *SwitchMode power supply reference manual and design guide*, 2000.

²⁸ LEE, Fred C.; *High-Frequency quase-resonant converter technologies*, IEEE, Vol.76 , No.4, pag. 377 a 390, 1988.

²⁹ NATIONAL SEMICONDUCTOR; *Aplication note 1484*, 2008. Disponível em <<http://www.national.com>> Acesso em 05 jul 2008.

³⁰ POMÍLIO, J.A; **Eletrônica de potência**, DSCE – FEEC – UNICAMP, Campinas – SP.

³¹ MALVINO, Albert Paul; **Eletrônica**, 1ª ed. São Paulo: McGraw-Hill, 1987.

³² SEDRA, Adel S. e SMITH, Kenneth S. Capítulo 3 – **Diodos, em Microeletrônica**. 4a. Edição. Makron Books Ltda, São Paulo, 1998.

³³ MUSSOI, F.L.R; **Tiristor SCR Retificador Controlado de Silício**. Disponível em: <www.cefetsc.edu.br/~mussoi/Eletronica_Potencia/Apostila_Tiristor_SCR.pdf> Acesso em 25 jul 2008.

³⁴ NATIONAL, *Compound Semiconductor Roadmap. Junction Field Effect Transistor*. Disponível em: <http://www.onr.navy.mil/sci_tech/31/312/ncsr/devices/jfet.asp>. Acesso em 25 jul. 2008.

³⁵ SOARES, C. F. T. et al. **O IGBT (Insulated Gate Bipolar Transistor)**. Rio de Janeiro: UFRJ. Disponível em < http://www.gta.ufrj.br/grad/01_1/igtb/Pagina_IGBT.htm> Acesso em 28 jul 2008.

³⁶ MITSUBISHI ELECTRIC. *Power Modules MOS Using IGBT Modules*. 1998.

³⁷ LU, H. Y. et Al. *Measurement and Modeling of stray capacitances in high frequency transformers*. IEEE, 1999.

³⁸ BOTTARO, M.; VIANA, V.; PIRES, J. S. J. ; WATAI, D. E. ; CORTEZ, T. **Medição do intervalo de escape e período refratário em marcapassos cardíacos externos**. In: III Simpósio de Instrumentação e Imagens Médicas, 2007, São Carlos - SP. III Simpósio de Instrumentação e Imagens Médicas (SIIM). São Carlos - SP: USP São Carlos, 2007. V. 1.