

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE ELETRÔNICA
ENGENHARIA ELETRÔNICA**

RAFAEL CRUZ EVANGELISTA

**DESENVOLVIMENTO DE UM CONVERSOR *FLYBACK* PARA UM
EQUIPAMENTO NA APLICAÇÃO DE FOTOTERAPIA LED NO
TRATAMENTO DE CICATRIZAÇÃO DE FERIDAS**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

PONTA GROSSA

2015

RAFAEL CRUZ EVANGELISTA

**DESENVOLVIMENTO DE UM CONVERSOR *FLYBACK* PARA UM
EQUIPAMENTO NA APLICAÇÃO DE FOTOTERAPIA LED NO
TRATAMENTO DE CICATRIZAÇÃO DE FERIDAS**

Trabalho de Conclusão de Curso de graduação, apresentado como requisito parcial para obtenção do título de Bacharel em Engenharia Eletrônica, do Departamento Acadêmico de Eletrônica, da Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

Orientador: Profa. Dra. Rozane de Fátima Turchiello Gomez

Coorientador: Prof. Dr. Eloi Agostini Junior

PONTA GROSSA

2015



TERMO DE APROVAÇÃO

DESENVOLVIMENTO DE UM CONVERSOR FLYBACK PARA UM EQUIPAMENTO NA APLICAÇÃO DE FOTOTERAPIA LED NO TRATAMENTO DE CICATRIZAÇÃO DE FERIDAS

por

RAFAEL CRUZ EVANGELISTA

Este Trabalho de Conclusão de Curso (TCC) foi apresentado em dezoito de novembro de dois mil e quinze como requisito parcial para a obtenção do título de Bacharel em Engenharia Eletrônica. O candidato foi arguido pela Banca Examinadora composta pelos professores abaixo assinados. Após deliberação, a Banca Examinadora considerou o trabalho aprovado.

Rozane de Fátima Turchiello Gomez
Profa. Orientadora

Eloi Agostini Junior
Coorientador

Sergio Okida
Membro titular

- O Termo de Aprovação assinado encontra-se na Coordenação do Curso -

RESUMO

EVANGELISTA, Rafael Cruz Evangelista. **Desenvolvimento de um conversor flyback para um equipamento na aplicação de Fototerapia LED no tratamento de cicatrização de feridas.** 2015. 84 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Engenharia Eletrônica) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Ponta Grossa, 2015.

Este trabalho aborda o desenvolvimento de um conversor flyback para um equipamento na aplicação de Fototerapia LED no tratamento de cicatrização de feridas. Discute a tecnologia LED e sua utilização em Fototerapia de baixa intensidade em relação a tecnologia LASER, especialmente no tratamento de cicatrização de feridas. Define uma matriz de LEDs com comprimento de onda, potência e geometria adequada para aplicação de Fototerapia LED no tratamento de cicatrização de feridas. Apresenta a modelagem, simulação e construção de um conversor flyback aplicado a matriz de LEDs. O trabalho tem como resultado uma topologia e metodologia de projeto para construção de uma matriz de LED e de um conversor eletrônico flyback adequados para Fototerapia LED de baixa intensidade no tratamento de cicatrização de feridas.

Palavras-chave: Tecnologia LED. Fototerapia LED. Matriz LED. Conversor Flyback.

ABSTRACT

EVANGELISTA, Rafael Cruz. **Development of a flyback converter for a equipment in the application of LED phototherapy in the treatment of wound healing**. 2015. 84f. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Engenharia Eletrônica) - Federal Technology University - Parana. Ponta Grossa, 2015.

This study describes the development of a flyback converter for a equipment in application of phototherapy in the treatment of wound healing. It discusses LEDs and their use in low intensity phototherapy compared to LASER technology, especially in the treatment of wound healing. Defines an array of LEDs with wavelength, power and geometry suitable for application of phototherapy in the treatment of wound healing. Presents the modeling, simulation and construction of a flyback converter applied to the LED array. The works result in a topology and design methodology for building an LED array and an electronic flyback converter suitable for LED low intensity phototherapy in the treatment of wound healing.

Keywords: LED technology. LED phototerapy. LED array. Flyback converter.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Bandas de energia de um semicondutor.....	11
Figura 2 - (a) Junção p-n polarizada diretamente. (b) Junção p-n com polarização inversa.....	13
Figura 3 – Representação de um diodo.	13
Figura 4 – Curva tensão-corrente do diodo.	14
Figura 5 – Característica estática de um diodo real.	14
Figura 6 – Circuito equivalente de um diodo.	15
Figura 7 – Tensão direta versus banda proibida para alguns semicondutores.	17
Figura 8 – Representação elétrica de um LED.....	17
Figura 9 – Efeito da resistência paralela (R_P) e da resistência série (R_S) num LED..	18
Figura 10 – Componentes de um LED	19
Figura 11 – (a) Ângulo crítico. (b) Elemento de área da semi-esfera. (c) Área da semi-esfera para correto ângulo crítico.	20
Figura 12 – LED de Alta Potência.	21
Figura 13 – LED de Alto Brilho.	21
Figura 14 – Funções de Eficiência Luminosa $V(\lambda)$ e $V'(\lambda)$	24
Figura 15 – Função de sensibilidade relativa fotópica $V(\lambda)$ de 1978.	26
Figura 16 – Ângulo sólido.....	27
Figura 17 – Largura de banda de um LASER e de um LED.....	28
Figura 18 – Células atingidas em função do comprimento de onda.....	29
Figura 19 – Absorção das células sanguíneas.....	29
Figura 20 – Modelos da Fototerapia de baixa intensidade.....	32
Figura 21 – Arranjo de LEDs na faixa de 880nm.....	34
Figura 22 – Arranjo dos LEDs na faixa do vermelho.	35
Figura 23 – Conversor <i>flyback</i>	39
Figura 24 – Primeira etapa de operação do <i>flyback</i>	40
Figura 25 – Segunda etapa de operação do <i>flyback</i>	41
Figura 26 – Principais formas de onda do conversor <i>flyback</i>	42
Figura 27 – Estágios do filtro de saída	44
Figura 28 - Formas de ondas no filtro de saída.....	45
Figura 29 - Área iluminada pelo LED.	49
Figura 30 - Triângulo.	49
Figura 31 – Sistema com N LEDs.	51
Figura 32 – Projeto esquemático da matriz de LEDs.	52
Figura 33 – Projeto da placa da matriz de LEDs.....	52
Figura 34 – Matriz de LED em placa de circuito impresso.	53

Figura 35 - Exemplo de aplicação do NCP1010.....	55
Figura 36 – Arquitetura simplificada do circuito interno.....	56
Figura 37 – Funcionamento do <i>soft-start</i> do NCP1010.....	57
Figura 38 – Funcionamento <i>skip-cycle</i>	58
Figura 39 – Circuito simulado.....	60
Figura 40 – Detalhe da malha de controle de corrente.....	60
Figura 41 – Detalhe do circuito de grampeamento.....	61
Figura 42 – Tensão na saída do conversor <i>flyback</i>	62
Figura 43 – Corrente na saída do conversor <i>flyback</i>	62
Figura 44 – Tensão no capacitor de grampeamento.....	63
Figura 45 – Tensão entre dreno e fonte do MOSFET.....	63
Figura 46 – Tensão na entrada do conversor <i>flyback</i>	64
Figura 47 – Projeto da placa do conversor <i>flyback</i>	65
Figura 48 – Conversor <i>flyback</i> em placa de circuito impresso.....	65
Figura 49 – Teste experimental da placa.....	66
Figura 50 – Tensão média de saída do conversor.....	66
Figura 51 – Corrente média de saída do conversor.....	67
Figura 52 – Tensão média no capacitor de grampeamento.....	67
Figura 53 - Tensão entre dreno e fonte do MOSFET.....	68
Figura 54 – Tensão de Entrada Retificada.....	68

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Vida útil média de alguns tipos de lâmpadas	16
Tabela 2 - Relação entre as unidades radiométricas e fotométricas	25
Tabela 3 – Dose recomendada e efeito	37
Tabela 4 – Parâmetros LED (AVO-0342EN)	48
Tabela 5 – Especificações do projeto do conversor <i>flyback</i>	53
Tabela 6 – Lista dos componentes utilizados	64
Tabela 7 – Comparação entre valores projetados, simulados e experimentais	69

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E ACRÔNIMOS

LED	<i>Light Emitting Diode</i>
LASER	<i>Light Amplified by Stimulated Emission Radiation</i>
eV	Elétron Volt
E_g	Energia de banda proibida
ATP	Trifosfato de Adenosina
MOSFET	Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor
PWM	Pulse Width Modulation

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	7
1.1 PROBLEMA	8
1.2 HIPÓTESE	8
1.3 OBJETIVO GERAL	8
1.4 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	8
1.5 JUSTIFICATIVA	8
2 REFERENCIAL TEÓRICO	10
2.1 SEMICONDUTORES	10
2.1.1 Teoria de Bandas	10
2.1.2 Material Semicondutor	11
2.1.3 Semicondutores Dopados	11
2.1.4 Junções PN	12
2.1.5 Diodos	13
2.1.6 Características Estáticas de um Diodo Real	14
2.2 DIODOS EMISSORES DE LUZ	15
2.2.1 Modelo Elétrico do LED	17
2.2.2 Encapsulamento	18
2.2.3 Cone de Escape de Luz	19
2.2.4 LED de Alto Brilho e LED de Alta Potência	20
2.3 UNIDADES RADIOMÉTRICAS E FOTOMÉTRICAS	21
2.3.1 Unidades Radiométricas	22
2.3.1.1 Energia Radiante (Q_e)	22
2.3.1.2 Fluxo Radiante (Φ_e)	22
2.3.1.3 Intensidade Radiante (I_e)	22
2.3.1.4 Irradiância (E)	23
2.3.1.5 Radiância (L)	23
2.3.2 Unidades Fotométricas	23
2.3.2.1 Fluxo Luminoso (Φ_L)	24
2.3.2.2 Intensidade Luminosa (I_L)	24
2.3.2.3 Iluminância (E_L)	25
2.3.2.4 Luminância (E_L)	25
2.3.3 Unidades Radiométricas e Fotométricas para LEDs	25
2.4 FOTOTERAPIA LED	28
2.4.1 Aplicações da Fototerapia em Feridas	32
2.4.2 Dosimetria e Parâmetros Físicos	35
2.4.2.1 Comprimento de Onda	36

2.4.2.2 Tempo de exposição.....	36
2.4.2.3 Fluxo Radiante.....	36
2.4.2.4 Irradiância.....	36
2.4.2.5 Dose.....	37
2.5 CONVERSORES.....	37
2.5.1 Conversores Aplicados a LEDs.....	38
2.5.1.1 Conversor <i>Flyback</i>	39
2.5.2 Topologias dos LEDs.....	45
3 METODOLOGIA.....	47
4 RESULTADOS EXPERIMENTAIS.....	48
4.1 MODELAGEM DA MATRIZ LED.....	48
4.2 RESULTADO DA MATRIZ LED.....	51
4.3 MODELAGEM DO CONVERSOR <i>FLYBACK</i>	53
4.3.1 Circuito de Controle e Potência.....	54
4.4 SIMULAÇÃO CONVERSOR <i>FLYBACK</i>	59
4.5 RESULTADOS EXPERIMENTAIS.....	64
4.6 ANÁLISE DOS RESULTADOS.....	68
5 CONCLUSÃO.....	70
REFERÊNCIAS.....	71
APÊNDICE A.....	75

1 INTRODUÇÃO

O diodo emissor de luz, popularmente conhecido por LED (*Light Emitting Diode*), é uma fonte de luz baseada em materiais semicondutores que emitem luz quando percorridos por uma corrente elétrica. As lâmpadas LEDs vêm conquistando o mercado de iluminação graças às suas características de emitir luz de forma eficiente, vida útil elevada e ainda não possuir metais pesados em sua composição, trazendo assim, menos riscos ao meio ambiente depois de descartadas. Em 2014 os pesquisadores responsáveis pela descoberta do LED azul foram laureados com o prêmio Nobel de física. Esta importante descoberta permitiu o desenvolvimento de sistemas de iluminação eficientes.

Além da iluminação, novas aplicações para a luz LED vêm sendo estudadas. Uma delas traz benefícios à área da saúde, sendo utilizada como substituta do LASER (*Light Amplified by Stimulated Emission Radiation*) na Fototerapia de baixa intensidade. O custo de um sistema LED é muito inferior ao custo de um sistema LASER. A tecnologia LASER também possui uma complexidade maior de manutenção e fabricação.

A tecnologia LED pode substituir a tecnologia LASER nas aplicações de Fototerapia de baixa intensidade. Trabalhos na área da Odontologia e Medicina têm sido desenvolvidos mostrando os resultados benéficos da Fototerapia LED, porém os estudos das áreas de saúde não especificam as características elétricas das fontes que fornecem tensão e corrente aos LEDs.

Esse projeto, refere-se ao desenvolvimento de um conversor eletrônico para um equipamento de Fototerapia, utilizando luz LED no tratamento de cicatrização de feridas. É um equipamento utilizado, nos setores médico e odontológico, para Fototerapia de baixa intensidade na cicatrização de feridas decorrentes de enfermidades como a mucosite oral, úlceras em membros inferiores em pacientes diabéticos e outras aplicações.

1.1 PROBLEMA

Devido à grande interdisciplinaridade das pesquisas na área de Fototerapia a base de LEDs, poucos estudos especificam completamente as características elétricas e eletrônicas das fontes que fornecem tensão e corrente aos LEDs de alto brilho. O problema consiste em como definir uma topologia adequada de conversor eletrônico para atender os parâmetros físicos de uma matriz de LEDs aplicada à Fototerapia de baixa intensidade e propor uma metodologia de projeto para o mesmo.

1.2 HIPÓTESE

A partir da escolha adequada de uma topologia de conversor eletrônico estático, é possível desenvolver um equipamento de Fototerapia LED para ser utilizado na cicatrização de feridas.

1.3 OBJETIVO GERAL

Especificar e projetar um conversor eletrônico *flyback* para um equipamento de Fototerapia à base de LEDs no tratamento de cicatrização de feridas.

1.4 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Especificar e construir uma matriz de LEDs para aplicação em Fototerapia LED em tratamento de feridas.

Especificar, projetar e construir um conversor eletrônico *flyback* que forneça tensão e correntes adequadas aos LEDs.

1.5 JUSTIFICATIVA

O projeto de um conversor eletrônico com topologia que seja adequada para a Fototerapia LED é necessário, pois a área médica necessita de tecnologias

específicas que atendam suas necessidades com confiabilidade, robustez e eficiência. A Fototerapia LED é uma terapia alternativa não invasiva e de baixo custo, podendo representar um tratamento alternativo que pode ser utilizado pelo sistema público de saúde brasileiro. Este estudo visa colaborar com diversas áreas além da eletrônica, devido sua interdisciplinaridade, sintetizando diversos conhecimentos num único trabalho.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 SEMICONDUTORES

Para o entendimento do processo da Fototerapia LED é necessário conhecer profundamente a tecnologia LED que foi desenvolvida baseada no avanço de pesquisas de materiais semicondutores. O desenvolvimento da tecnologia LED se deve graças à física quântica que permitiu entender como é a estrutura dos átomos e sua interação com a luz. A física quântica modela o átomo e permite o desenvolvimento de materiais semicondutores, que com adição de impurezas, adquirem características excepcionais, sendo esta a base para o desenvolvimento de dispositivos semicondutores como os diodos e os diodos emissores de luz.

2.1.1 Teoria de Bandas

O átomo é uma armadilha eletrônica natural. Uma vez que a massa do próton é muito elevada em relação ao elétron, supõe-se que o próton ocupa uma posição fixa e o elétron não pode se afastar de suas vizinhanças, criando um poço de potencial. Fazendo-se os átomos se aproximarem uniformemente, por causa das interações e do princípio da exclusão de Pauli, as funções de onda dos elétrons começam a se modificar, especialmente para os elétrons externos ou elétrons de valência. À medida que as funções de onda ficam menos localizadas e começam a se superpor, estendendo-se a um número de átomos cada vez maior, as energias correspondentes também se deslocam e assumem diversos valores, alguns para cima e outros para baixo. Portanto, os estados de valência que antes da aproximação forneciam um diagrama de energia com um número N de linhas bem nítidas e separadas agora fornece uma banda de energia (EISBERG; RESNICK, 1979, p. 565).

Se considerarmos que um sólido contém algo como 10^{23} átomos/mol (EISBERG; RESNICK, 1979, p. 567), logo os níveis de energia desses átomos estão tão próximos a ponto que formam uma banda contínua de energia.

2.1.2 Material Semicondutor

Um material semicondutor é um sólido covalente com uma banda proibida muito pequena, da ordem de 1eV de energia (EISBERG; RESNICK, 1979, p. 570). Sua banda de valência está cheia e a banda de condução totalmente vazia, no zero absoluto. Porém, existe uma banda de energia proibida (E_g) entre as bandas de condução e de valência, como ilustra a figura 1. Para o semicondutor silício esse intervalo é de 1,1 eV (HALLIDAY *et al.*, 2009, p. 287) e para o germânio 0,67 eV (SEARS *et al.*, 2009, p. 311).

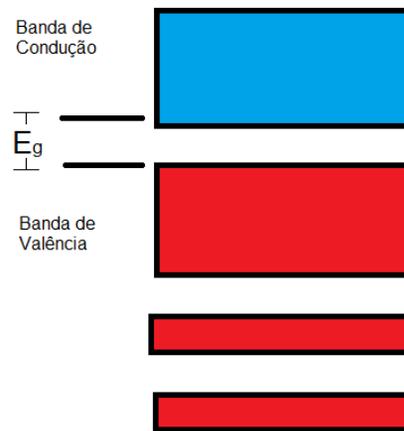


Figura 1 - Bandas de energia de um semicondutor.
 Fonte: Halliday *et al.*, p. 287 (2009). Adaptado.

2.1.3 Semicondutores Dopados

A dopagem de um semicondutor intrínseco consiste na adição de pequenas quantidades de outros elementos ao semicondutor para esse adquirir novas características.

Misturando-se o semicondutor silício fundido a uma pequena quantidade de arsênio, obtemos algumas novas características no silício dopado. O arsênio (elemento do grupo cinco da tabela periódica) possui cinco elétrons de valência e o silício (elemento do grupo quatro da tabela periódica) possui quatro elétrons. Quatro elétrons do arsênio participam das ligações covalentes com quatro átomos de silício, e o quinto elétron fica com uma ligação fraca com o átomo. Esse elétron ocupa um nível de energia ligeiramente abaixo da banda de condução no sólido e é facilmente excitado para essa banda, onde ele pode contribuir para a condução da eletricidade (TIPLER; MOSCA, 2006, p. 144).

Um semiconductor com essas características é denominado de semiconductor tipo n, porque os principais condutores de cargas são os elétrons que possuem carga negativa.

Analogamente dopando o silício com um elemento do grupo três da tabela periódica (que possuem três elétrons de valência) obtém-se agora um nível aceitador ligeiramente acima da banda de valência. Esse semiconductor é denominado semiconductor tipo p, uma vez que os condutores de carga são lacunas que se comportam como se fossem cargas positivas.

2.1.4 Junções PN

A região na qual o semiconductor é alterado do tipo p para o tipo n é chamado de junção. Diodos são dispositivos semicondutores que utilizam junções pn entre semicondutores do tipo p e semicondutores do tipo n.

Quando semicondutores do tipo n e do tipo p são colocados em contato, a concentração de elétrons e lacunas, inicialmente desigual, resulta na difusão de elétrons da junção do lado n para o lado p e analogamente de lacunas do lado p para o lado n (TIPLER; MOSCA, 2006, p. 146), havendo uma corrente de difusão (I_{dif}), até que uma condição de equilíbrio seja estabelecida. As duas regiões com cargas opostas criam uma diferença de potencial.

A diferença de potencial de contato da junção impede que os elétrons e lacunas atravessem a junção. Quando os pares elétron-lacuna são formados por agitação térmica na junção os dois tipos de portadores são transportados para o outro lado da junção pela diferença de potencial de contato, e o movimento combinado dos elétrons e lacunas constitui uma corrente de deriva I_{der} que atravessa a junção (HALLIDAY *et al.*, 2009, p. 293). Em equilíbrio a corrente de deriva se anula com a corrente de difusão.

Quando uma diferença de potencial externa é aplicada em um diodo através de uma bateria e um resistor há duas situações. Se o terminal positivo da bateria é conectado ao lado p da junção pn, diz-se que esta junção está polarizada diretamente. A polarização direta reduz a diferença de potencial de contato entre os terminais da junção, a difusão de elétrons e de lacunas é aumentada quando o sistema tenta restabelecer sua condição de equilíbrio. A difusão de elétrons origina

uma corrente elétrica. A segunda situação é se o terminal positivo da bateria é conectado ao lado n da junção, ou seja, a junção está polarizada inversamente. A polarização inversa tende a aumentar a diferença de potencial entre os terminais da junção, inibindo, portanto a difusão. A figura 2 ilustra as duas situações possíveis acima descritas.

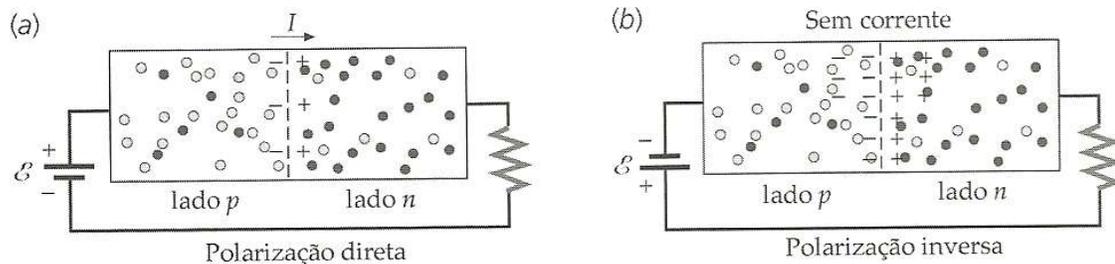


Figura 2 - (a) Junção p-n polarizada diretamente. (b) Junção p-n com polarização inversa.
Fonte: Tipler; Mosca, p. 147 (2006).

Quando um elétron da extremidade inferior da banda de condução preenche uma lacuna na extremidade superior da banda de valência (esse fenômeno é chamado de recombinação) uma energia E_g igual à diferença entre os dois níveis é liberada. No silício, por exemplo, essa energia se dissipa em forma de vibrações da rede cristalina.

2.1.5 Diodos

Diodos são dispositivos semicondutores que utilizam uma junção entre um semicondutor do tipo p e um semicondutor do tipo n. A representação elétrica de um diodo ideal está apresentada na figura 3.

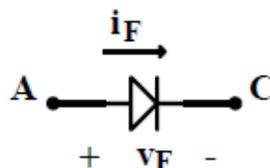


Figura 3 – Representação de um diodo.
Fonte: Barbi, p. 5 (2000).

Idealmente o diodo é análogo a um interruptor fechado (curto-circuito) quando a tensão V_F entre ânodo (A) e cátodo (C) é positiva, e a um interruptor aberto

(circuito aberto) quando a tensão V_F é negativa. Ou seja, idealmente não apresenta perda de energia quando polarizado diretamente e é capaz de bloquear uma tensão infinita quando polarizado reversamente. A curva de tensão-corrente de um diodo ideal é representada na figura 4.

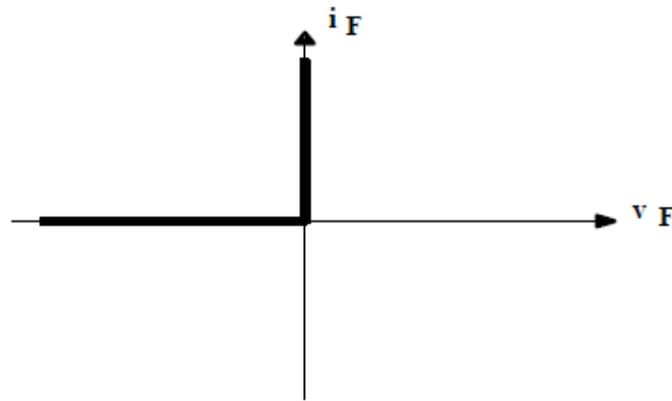


Figura 4 – Curva tensão-corrente do diodo.
Fonte: Barbi, p. 5 (2000).

2.1.6 Características Estáticas de um Diodo Real

Na prática, os diodos têm características que distorcem a curva de tensão-corrente de um diodo ideal. A figura 5 apresenta a curva de tensão-corrente num diodo real.

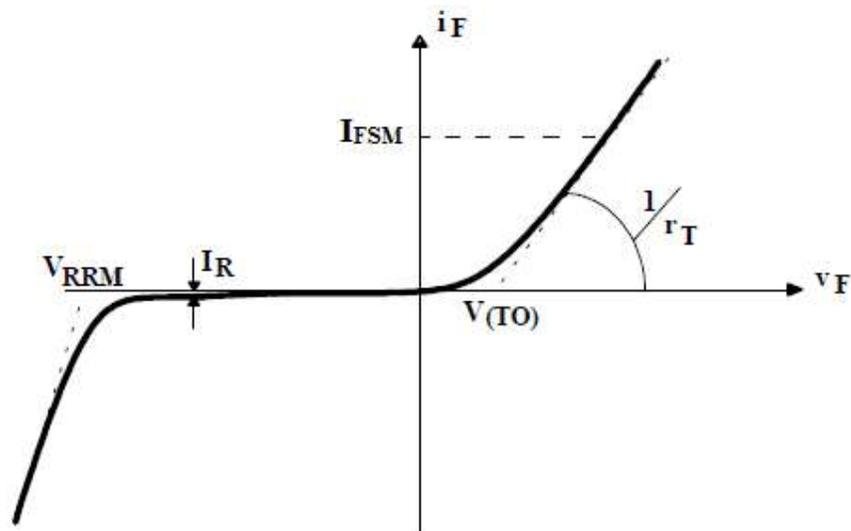


Figura 5 – Característica estática de um diodo real.
Fonte: Barbi, p. 6 (2006).

Onde:

V_{RRM} : máxima tensão reversa;
 I_R : corrente reversa;
 V_{TO} : tensão direta;
 r_T : resistência de condução;
 I_{FSM} : máxima corrente direta;

A figura 5 diferencia-se da figura 4, pois o diodo possui um modelo elétrico representado por uma força eletromotriz $V_{(TO)}$ associada em série com uma resistência r_T como mostra a figura 6.

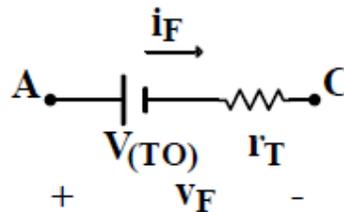


Figura 6 – Circuito equivalente de um diodo.
 Fonte: Barbi, p. 6 (2000).

A resistência r_T é a resistência equivalente do diodo, está na ordem de $m\Omega$. A tensão $V_{(TO)}$ é aproximadamente a banda de energia proibida (em inglês *Band Gap* ou *Energy Gap*) do semicondutor de que o diodo é constituído (E_g) dividido pela carga elementar (e) (SCHUBERT, p. 62, 2006), logo:

$$V_{TO} = \frac{E_g}{e} \quad (1)$$

2.2 DIODOS EMISSORES DE LUZ

Os LEDs vêm sendo utilizados desde dispositivos de indicação e informação até a iluminação pública, principalmente com o avanço em pesquisas de LEDs de alta potência. As inúmeras vantagens dessa tecnologia fazem com que as lâmpadas LEDs em um futuro próximo sejam líderes nas vendas e conquistem o mercado de iluminação.

As lâmpadas LEDs possuem alta eficiência energética se comparadas a outras tecnologias de iluminação e uma vida média de até cinquenta mil horas. A

tabela 1 apresenta a vida útil média de algumas tecnologias de lâmpadas disponíveis no mercado.

Tabela 1 – Vida útil média de alguns tipos de lâmpadas

Tecnologia	Vida útil média (horas)
LEDs	15000 - 50000
Vapor metálico	5000 - 32000
Fluorescente Compacta	8000 - 36000
Halógena	1000 - 5000
Incandescente	750 – 2000

Fonte: OSRAM (2014) e Philips (2013).

O LED é um diodo semicondutor dopado com certas impurezas de forma que a energia liberada na recombinação seja na forma de luz. A energia é liberada como um fóton de energia $h \cdot f$ como ilustra a equação 2.

$$E_g = hf \quad (2)$$

Onde:

E_g = Energia liberada (J);

f = Frequência (Hz);

h = constante de Planck ($6,626068 \times 10^{-34} \text{ m}^2 \cdot \text{kg/s}$).

Cujo comprimento de onda (λ) é dado por:

$$\lambda = \frac{c}{f} = \frac{c}{E_g/h} = \frac{hc}{E_g} \quad (3)$$

Onde:

λ = Comprimento de onda (m);

c = velocidade da luz (299.792.458 m/s).

Logo, o tipo de semicondutor que constitui o LED interfere diretamente na sua banda proibida, que altera a sua tensão V_{TO} e seu comprimento de onda emitido. A figura 7 apresenta os valores de tensão direta, banda proibida e comprimento de onda para alguns semicondutores.

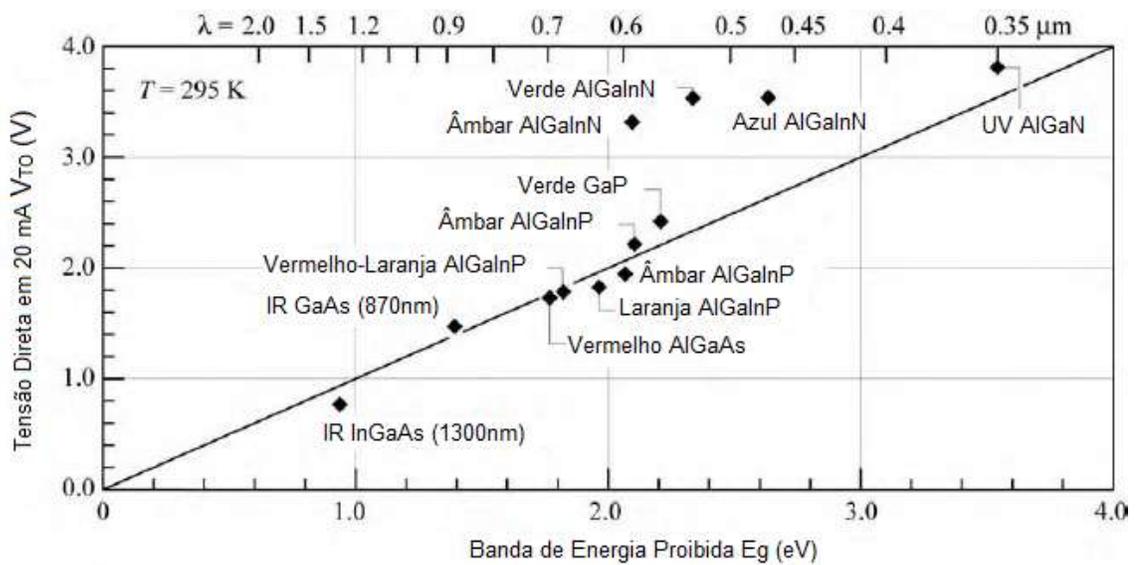


Figura 7 – Tensão direta versus banda proibida para alguns semicondutores.
Fonte: Schubert, p. 63 (2006).

Pela curva apresentada na figura 7 é possível perceber que em comprimentos de onda menores a banda de energia proibida e a tensão direta aumentam proporcionalmente.

2.2.1 Modelo Elétrico do LED

O LED possui as mesmas características elétricas de um diodo (V_{TO} , r_T , V_{RRM} , I_R , I_{FSM}) discutidas anteriormente no item 2.1.6. Sendo seu modelo elétrico o mesmo de um diodo. O símbolo elétrico de um LED é similar ao símbolo de um diodo e é mostrado na figura 8.

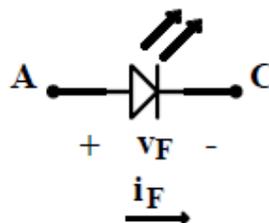


Figura 8 – Representação elétrica de um LED.
Fonte: Autoria própria.

A resistência r_T do LED pode ser representada por duas resistências equivalentes, uma em série e outra em paralelo. A resistência em série pode ser

causada pela resistência de contato excessivo ou pela resistência das regiões neutras. Uma resistência paralela pode ser causada por qualquer canal que desvie da junção pn. Este desvio pode ser causado por regiões danificadas da junção pn ou imperfeições na superfície (SCHUBERT, p. 64, 2006). A figura 9 apresenta o efeito das resistências na inclinação das curvas de tensão-corrente de um diodo emissor de luz, onde é possível perceber as inclinações em pontilhado, sendo que a resistência em paralelo ao LED causa uma inclinação no eixo x e a resistência em série causa uma inclinação no eixo y, formando a curva corrente por tensão do LED.

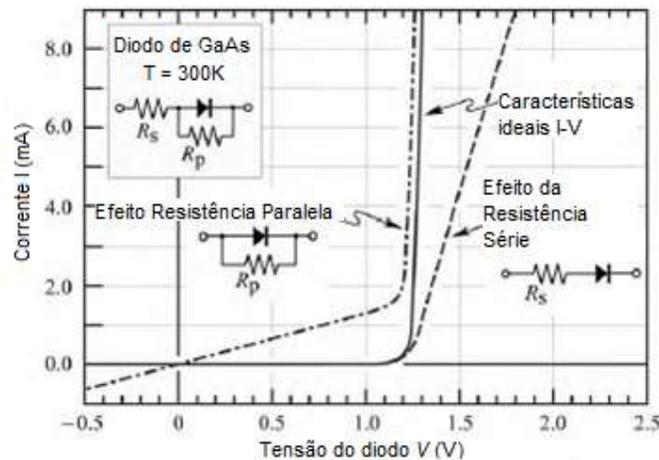


Figura 9 – Efeito da resistência paralela (R_p) e da resistência série (R_s) num LED.
Fonte: Schubert, p. 64 (2006).

2.2.2 Encapsulamento

Denominamos popularmente de LED todo o conjunto que inclui, além do semicondutor dopado, todos os demais componentes do encapsulamento. Em um LED de alto brilho padrão de 5 mm, o chip com o diodo semicondutor dopado está localizado dentro de um refletor sobre um pino (ânodo ou cátodo). O encapsulamento é constituído de epóxi transparente tanto para melhorar a extração da luz do LED quanto elemento mecânico que mantém os pinos em uma posição fixa. O chip LED localizado em um pino é conectado ao outro pino através de um fino fio de ouro com diâmetro menor que $25\ \mu\text{m}$ (Steranka *et al.*, 2002). Para facilitar a identificação dos pinos ânodo e cátodo, estes têm tamanhos diferentes, sendo o pino ânodo maior que o cátodo. A figura 10 apresenta o corte de um LED de alto brilho padrão de 5 mm.

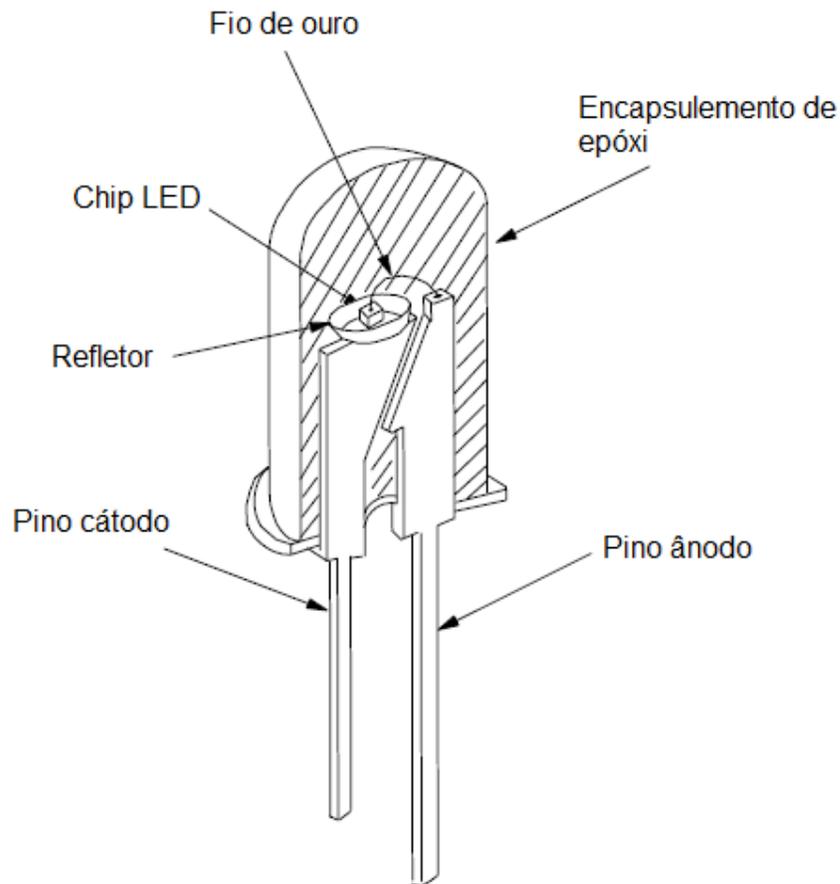


Figura 10 – Componentes de um LED
Fonte: Steranka et al. (2002)

2.2.3 Cone de Escape de Luz

Os fótons emitidos pelo LED só podem escapar do componente caso não sejam internamente refletidos no interior da estrutura. O índice de refração do ar (n_{ar}) e do semicondutor (n_s) devem ser considerados pelo projetista do LED para cálculo do ângulo crítico de reflexão (Φ_c) que é ilustrado na figura 11 (a).

A relação da potência luminosa emitida pelo LED em relação à potência da fonte pode ser deduzida analisando-se o fluxo de fótons que atravessam a área da semi-esfera. Essa análise é realizada utilizando o conceito de integral de área, onde a área da semi-esfera a ser integrada, bem como seu elemento de área é ilustrado pela figura 11 (b).

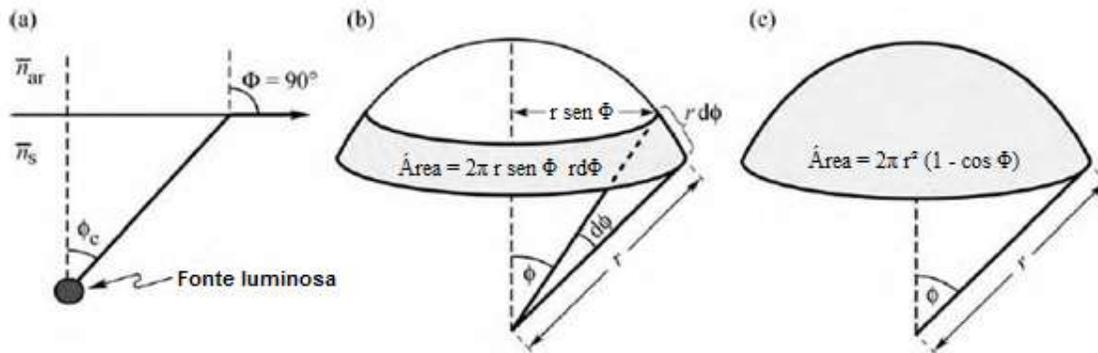


Figura 11 – (a) Ângulo crítico. (b) Elemento de área da semi-esfera. (c) Área da semi-esfera para correto ângulo crítico.
Fonte: Schubert, p. 92 (2006).

A área da semi-esfera é dada pela solução da equação (4) cujo resultado é apresentado na equação (4.1):

$$A = \int_0^{\phi_c} 2\pi r \text{sen}(\phi) r d\phi \quad (4)$$

$$A = 2\pi r^2 (1 - \cos(\phi_c)) \quad (4.1)$$

Assumido que a fonte é pontual com uma área esférica (A_{fonte}), apenas uma parte da potência da fonte (P_{fonte}) consegue escapar pela área de escape (A_{emitida}), e a relação entre a potência que é emitida (P_{emitida}) e a potência da fonte é dada pela equação (5):

$$\frac{P_{\text{emitida}}}{P_{\text{fonte}}} = \frac{A_{\text{emitida}}}{A_{\text{fonte}}} \quad (5)$$

Substituindo-se (4.1) como a área de escape (A_{emitida}), a relação entre as potências é dada pela equação (6):

$$\frac{P_{\text{emitida}}}{P_{\text{fonte}}} = \frac{1}{2} [1 - \cos(\phi_c)] \quad (6)$$

2.2.4 LED de Alto Brilho e LED de Alta Potência

Os LEDs disponíveis comercialmente têm sido classificados como LEDs de alto brilho e LEDs de alta potência. O LED de alto brilho é classificado

qualitativamente como aquele que possui um brilho tal que o observador sente desconforto ao olhar diretamente para ele. O brilho é uma grandeza qualitativa que corresponde a sensação psicológica e percepção de luz (CASSARLY, 2008).

Os LEDs de alto brilho tem uma corrente típica de 20 mA para um fluxo nominal e os LEDs de alta potência possuem correntes maiores, de 350 mA a 1000 mA (RODRIGUES *et al.*, 2011). A figura 12 apresenta um LED de alta potência e a figura 13 um LED de alto brilho de 5 mm.



Figura 12 – LED de Alta Potência.



Figura 13 – LED de Alto Brilho.

2.3 UNIDADES RADIOMÉTRICAS E FOTOMÉTRICAS

A luz pode ser analisada de duas maneiras, como uma onda eletromagnética e como uma partícula composta por pacotes de energia quantizados, os fótons. Essa dualidade permite que estudos sobre a luz possam ser

feitos utilizando conceitos como frequência e comprimento de onda do ponto de vista ondulatório e também do ponto de vista de energia, visto que se a energia é quantizada pode ser mensurada (MARTINS, 2006).

2.3.1 Unidades Radiométricas

As propriedades físicas da radiação eletromagnética são caracterizadas por unidades radiométricas. Usando unidades radiométricas, pode-se mensurar a luz em termos de grandezas físicas como, por exemplo, a taxa de transferência de energia, denominada de fluxo radiante.

2.3.1.1 Energia Radiante (Q_e)

A energia associada a uma onda eletromagnética qualquer é denominada de energia radiante (Q_e), sendo esta mensurada em Joule (J) no Sistema Internacional (SI).

2.3.1.2 Fluxo Radiante (Φ_e)

O fluxo radiante Φ_e , medido em Watt (W) no SI, é definido como a taxa de transferência de energia radiante, ou seja, consiste na potência associada a uma determinada onda eletromagnética (AGOSTINI JR, 2008). O fluxo luminoso define a potência emitida por uma fonte, sendo definido pela equação (7):

$$\Phi_e = \frac{dQ_e}{dt} \quad (7)$$

2.3.1.3 Intensidade Radiante (I_e)

Em radiometria, a intensidade radiante é a medida que define a intensidade da radiação eletromagnética, sendo esta a relação entre o fluxo radiante por unidade de ângulo sólido (AGOSTINI JR, 2008). Sua unidade no SI é Watt por esferorradiano (W/sr), matematicamente é definida por (8):

$$I_e = \frac{\Phi_e}{\omega} \quad (8)$$

2.3.1.4 Irradiância (E)

A irradiância (E), também chamada de densidade de potência, descreve a potência de uma onda eletromagnética incidente por unidade de área. Sua unidade no SI é o Watt por metro quadrado (Watt/m²). É calculada através de (9), pela razão entre o fluxo radiante (Φ_e) e a área iluminada (A)

$$E = \frac{\Phi_e}{A} \quad (9)$$

2.3.1.5 Radiância (L)

A radiância (L) descreve a potência de uma onda eletromagnética incidente por unidade de ângulo sólido por metro quadrado. Sua unidade no SI é o Watt por esferorradiano por metro quadrado (Watt/sr.m²), sendo calculada através da equação (10).

$$L = \frac{\Phi_e}{A\Omega} \quad (10)$$

2.3.2 Unidades Fotométricas

As unidades radiométricas são irrelevantes considerando a percepção do olho humano. Para caracterizar a luz e a sensação de cores pelo olho humano foram definidas grandezas físicas denominadas de unidades fotométricas.

O sistema de visão humano faz a transdução da radiação eletromagnética em impulsos nervosos para o cérebro. A resposta visual do olho humano à radiação eletromagnética é realizada por dois tipos de receptores: os cones e os bastonetes. Os bastonetes possuem maior sensibilidade à luz do que os cones e desempenham um papel importante sob condições de baixa luminosidade, caracterizando uma forma de percepção da luz denominada visão escotópica. Sob condições de elevada luminância a resposta dos bastonetes se torna saturada sendo que neste caso os receptores responsáveis pela percepção da luz são os cones. Tal processo é denominado visão fotópica. Além da sensibilidade à luminância, as visões escotópica e fotópica diferem também na sensibilidade à luz em diferentes comprimentos de onda (AGOSTINI JR, 2008).

As funções de sensibilidade fotópica e escotópica relativa à luz em diferentes comprimentos de onda dos cones ($V(\lambda)$) e bastonetes ($V'(\lambda)$) respectivamente são apresentadas na figura 14.

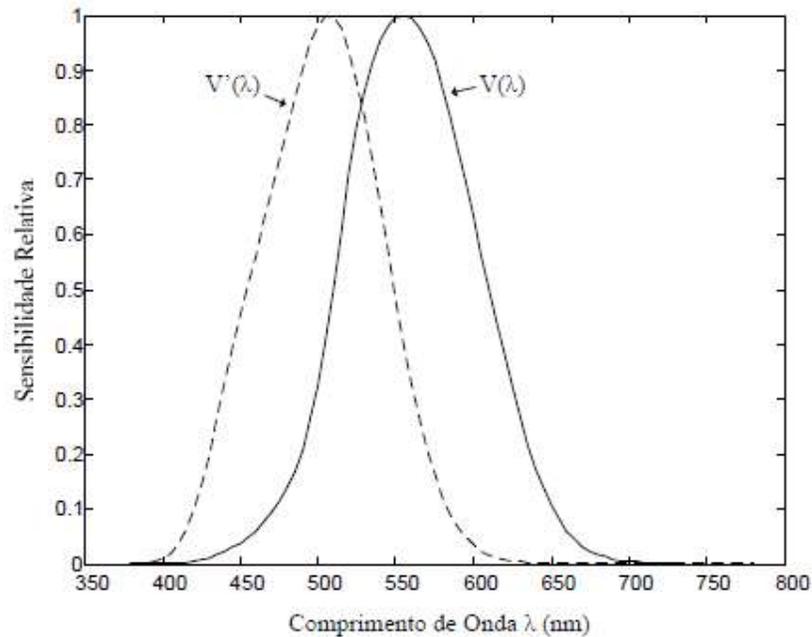


Figura 14 – Funções de Eficiência Luminosa $V(\lambda)$ e $V'(\lambda)$.
 Fonte: Agostini Jr (2008).

2.3.2.1 Fluxo Luminoso (Φ_L)

O fluxo luminoso é uma quantidade fotométrica e representa a potência de uma fonte de luz, como percebida pelo olho humano. A unidade do fluxo luminoso é o lúmen (lm), o lúmen é uma unidade do SI. É definido como: uma fonte luminosa monocromática emitindo uma potência ótica de $(1/683)$ watt em 555 nm tem um fluxo luminoso de 1 lúmen (lm) (SCHUBERT, 2006).

2.3.2.2 Intensidade Luminosa (I_L)

A intensidade luminosa é também uma quantidade fotométrica que representa a intensidade de uma fonte ótica, como percebida pelo olho humano. A intensidade luminosa é medida em candelas (cd), que é uma unidade do SI. A definição presente de intensidade luminosa é: Uma fonte luminosa monocromática emitindo uma potência de $(1/683)$ watt em 555 nm em um ângulo sólido de 1

esferorradiano (sr) tem uma intensidade luminosa de 1 candela (cd) (SCHUBERT, 2006).

2.3.2.3 Iluminância (E_L)

A iluminância é o fluxo luminoso incidente por unidade de área. A iluminância é medida em lux ($\text{lux} = \text{lm}/\text{m}^2$). É uma unidade do SI utilizada para caracterizar condições de iluminação (SCHUBERT, 2006).

2.3.2.4 Luminância (E_L)

A luminância de uma fonte sobre uma superfície é a razão entre a intensidade luminosa emitida em certa direção (medida em cd) dividida pela área da superfície projetada nessa mesma direção. A iluminância é mensurada em cd/m^2 (SCHUBERT, 2006).

2.3.3 Unidades Radiométricas e Fotométricas para LEDs

Os fabricantes de LEDs fornecem as informações em unidades fotométricas, pois em iluminação de ambientes, o que interessa é a percepção do olho humano em relação à emissão dos LEDs. As unidades fotométricas podem ser convertidas em unidades radiométricas e vice-versa. No estudo da Fototerapia LED as unidades radiométricas que são utilizadas como parâmetros, principalmente o fluxo radiante e a irradiância que são a potência luminosa e densidade de potência, respectivamente. Uma comparação entre as unidades radiométricas e fotométricas é apresentada na tabela 2.

Tabela 2 - Relação entre as unidades radiométricas e fotométricas

Unidade fotométrica	Dimensão	Unidade Radiométrica	Dimensão
Fluxo Luminoso	lm	Fluxo Radiante (potência ótica)	W
Intensidade Luminosa	$\text{lm}/\text{sr} = \text{cd}$	Intensidade Radiante	W/sr
Iluminância	$\text{lm}/\text{m}^2 = \text{lux}$	Irradiância (densidade de potência)	W/m^2
Luminância	$\text{lm}/(\text{sr m}^2)$	Radiância	$\text{W}/(\text{sr m}^2)$

Fonte: Schubert (2006)

A conversão entre as unidades radiométricas e fotométricas é realizada através da curva $V(\lambda)$, curva de sensibilidade relativa fotópica. Foi obtida pela primeira vez em 1931 pela Comissão Internacional de Iluminação – CIE (do francês, Commission Internationale de L'éclairage). Um esboço da curva $V(\lambda)$ de 1978, utilizada atualmente é apresentada na figura 15.

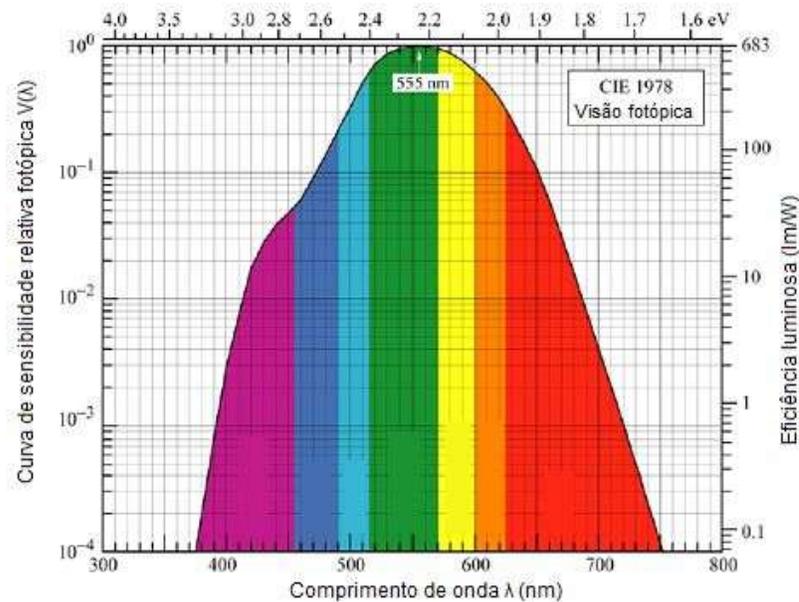


Figura 15 – Função de sensibilidade relativa fotópica $V(\lambda)$ de 1978.
Fonte: Schubert (2006).

Pela figura 15 é possível notar que em 555 nm a sensibilidade é máxima, por esse motivo as unidades fotométricas de fluxo luminoso e intensidade luminosa, são definidas neste comprimento de onda. Para 555 nm o valor de $V(\lambda)$ é unitário. Para outros valores $V(\lambda)$ é tabelado pela CIE de 1978, por exemplo, para o comprimento de onda de 630 nm o valor de $V(\lambda)$ é de 0,26500. O fluxo luminoso de uma fonte de luz é obtido usando a equação (11).

$$\Phi_{\text{L}} (\text{lm}) = 683V(\lambda) \Phi_{\text{e}} (\text{W}) \quad (11)$$

Onde Φ_{e} é o fluxo radiante (potência luminosa) por unidade de comprimento de onda, e o fator 683 lm/W é um fator de normalização (SCHUBERT, 2006). Com

base no conceito de lúmen e da função $V(\lambda)$ a equação para conversão de fluxo luminoso (Φ_L) para fluxo radiante (Φ_e) é dada por (12)

$$\Phi_e (W) = \frac{1}{683V(\lambda)} \Phi_L (lm) \quad (12)$$

Os fabricantes de LEDs fornecem a intensidade luminosa em milicandelas (mcd), que é um prefixo mais usual para esse tipo de aplicação onde a luz é direcionada em um cone de luz com um ângulo sólido ω , o ângulo sólido (ω) é apresentado na figura 16.

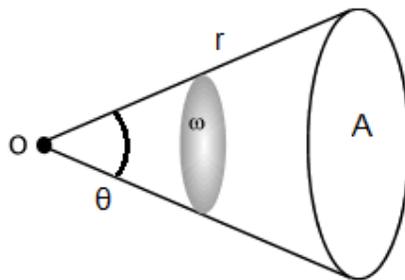


Figura 16 – Ângulo sólido.
Fonte: MSPC - Informações técnicas.

Matematicamente o ângulo sólido é a razão entre a área sobre o raio ao quadrado, que para um cone pode ser calculado por (13).

$$\omega = \frac{A}{r^2} = \frac{2\pi r^2 (1 - \cos(\frac{\theta}{2}))}{r^2} = 2\pi \left(1 - \cos\left(\frac{\theta}{2}\right)\right) \quad (13)$$

Com os dados de intensidade luminosa (I_L), ângulo de emissão (θ) e comprimento de onda (λ) é possível calcular o fluxo radiante (potência luminosa). Com base no conceito de candela ($cd=lm/sr$) e da função $V(\lambda)$ a equação para conversão de intensidade luminosa (I_L) para fluxo radiante (Φ_e) é dada por (14).

$$\Phi_e (mW) = \frac{1}{683 * V(\lambda)} * I_L (mcd) * 2\pi * \left(1 - \cos\left(\frac{\theta}{2}\right)\right) \quad (14)$$

2.4 FOTOTERAPIA LED

Uma das aplicações da tecnologia LED é na área da saúde, sendo utilizado como terapia alternativa em vários setores como na Odontologia e na Fisioterapia. A utilização de luz como método auxiliar no tratamento de doenças é chamada de Fototerapia, e em especial, o uso de LEDs como fonte luminosa de LEDterapia.

Desde a década de 80 estudos científicos estabeleceram as bases para a compreensão dos mecanismos moleculares associados aos efeitos da luz LASER de baixa intensidade sobre as células (KARU, 1987; 1988). Analgesia temporária, regulação das reações envolvidas no processo inflamatório e biomodulação das respostas celulares são os resultados fisiológicos durante a aplicação dos sistemas LASERs de baixa intensidade e também de um sistema à base de LEDs de baixa intensidade (BAGNATO, p. 189, 2008).

LASERs emitem luz coerente em banda estreita e com alta concentração, ao contrário nos LEDs a luz não é coerente e tem uma largura de banda muito maior. (CORAZZA, 2005). A figura 17 apresenta uma comparação entre a luz emitida por um sistema LASER (660 ± 5 nm) e um sistema LED (635 ± 35 nm) (CORAZZA, 2005).

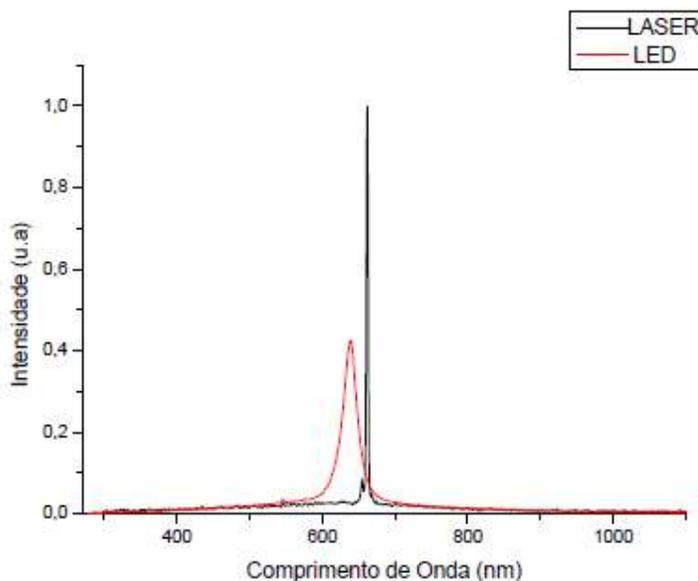


Figura 17 – Largura de banda de um LASER e de um LED.
Fonte: Corazza (2005).

A largura de banda maior do LED pode ser um benefício, visto que a luz LED pode abranger uma janela terapêutica maior, pois a resposta das células à luz emitida ocorre em picos de banda larga como mostra a figura 18 (MOREIRA, 2009).

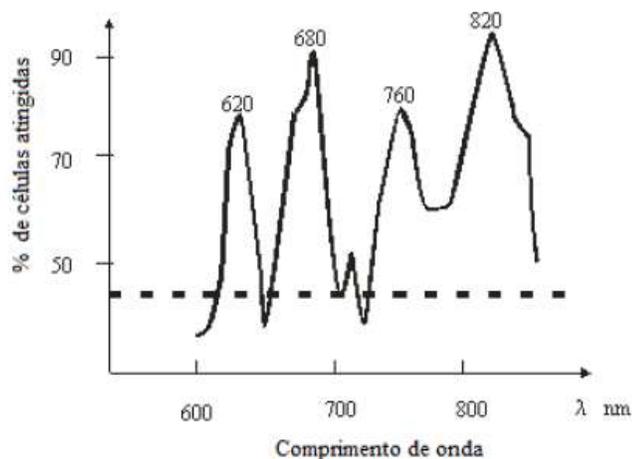


Figura 18 – Células atingidas em função do comprimento de onda.
Fonte: Moreira (2009).

Um exemplo de resposta de absorção das células em banda larga é das células sanguíneas como ilustra a figura 19.

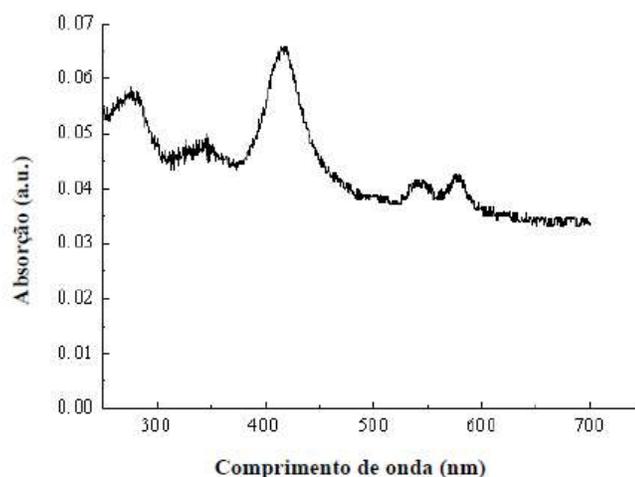


Figura 19 – Absorção das células sanguíneas.
Fonte: Corazza (2005).

Na figura 19 é possível observar que as células sanguíneas apresentam máximos de absorção e um máximo global com banda larga.

A coerência da luz não é responsável pelos efeitos de terapias com laser de baixa potência, pois esta propriedade se perde nas primeiras camadas de tecido biológico (SILVA *et al.*, 2011). Ao comparar as Fototerapias utilizando LASERs e

LEDs de baixa intensidade verifica-se que a coerência e a colimação não são fatores relevantes para induzir alterações nas funções celulares para uma mesma dosagem (CORAZZA, 2005; 2007); (FREITAS, 2012); (VOLPATO, 2009).

O princípio de um sistema a base de LED ou LASER de baixa intensidade consiste na irradiação de células, utilizando determinado comprimento de onda, “o qual poderá ativar componentes celulares promovendo reações químicas específicas, e essas poderão alterar o metabolismo celular através das reações de redução. É a luz gerando uma foto-resposta em cadeia” (BAGNATO, 2008, p. 193).

Para gerar efeito biológico, os fótons emitidos pelos LEDs necessitam serem absorvidos por moléculas do tecido conhecidas como cromóforos ou fotorreceptores. Estes podem ser moléculas da membrana celular, enzimas ou outro componente celular ou extracelular que apresente afinidade por determinado comprimento de onda. A hemoglobina, porfirinas, flavinas e citocromos mitocondriais são alguns exemplos de cromóforos (FREITAS, 2012).

A absorção de luz pelos cromóforos pode ter efeitos fotofísicos que ocorrem nas células procariontes e na membrana citoplasmática e também efeitos fotoquímicos que ocorrem em células eucariontes e no interior das mitocôndrias. Em qualquer um dos casos a energia absorvida resultará na transdução do sinal e amplificação do estímulo, gerando aumento de íons Ca^{2+} no citoplasma e aceleração da duplicação de DNA e da replicação de RNA (BAGNATO, 2008, p. 193).

Karu (1988) propôs que a luz visível emitindo em 633nm (vermelho) é absorvida pelos citocromos c oxidase e flavoproteínas causando oxidação de NAD (Nicotinamida Adenina Dinucleotídeo) e mudando o estado de oxi-redução da mitocôndria e do citoplasma. Bagnato (2008) apresenta a sequência de eventos que essa mudança de transporte de elétrons causa na cadeia respiratória celular:

A mudança de transporte de elétrons na cadeia respiratória gera aumento na força próton-motora, no potencial elétrico da membrana mitocondrial, na acidez do citoplasma e na quantidade de ATP (Trifosfato de adenosina). O aumento na concentração de H^+ intracelular gera mudanças na bomba de sódio (Na^+) e potássio (K^+) na membrana celular, aumentando a permeabilidade aos íons de cálcio (Ca^{2+}) para o meio intracelular. A quantidade elevada desses cátions afeta o nível dos nucleotídeos cíclicos que modulam a síntese de RNA e DNA que por fim modulam a proliferação celular (BAGNATO, 2008, p. 194).

Karu (2014) sugere que o elemento chave responsável pela fotobiomodulação utilizando luz de baixa intensidade coerente e não coerente na região do visível e próxima ao infravermelho é o citocromo c oxidase, a enzima terminal na cadeia respiratória mitocondrial é considerada como fotoreceptora. A modulação das propriedades de redução do citocromo c oxidase segue a excitação dos estados eletrônicos dos átomos das moléculas de Cu_A e Cu_B que são proteínas de cobre encontradas no citocromo c oxidase.

A luz de baixa intensidade atua no aumento da síntese de ATP que é fundamental para estabelecer o funcionamento correto da bomba de sódio (Na^+) e potássio (K^+) na membrana celular. Esse efeito é benéfico para pacientes com tecidos lesionados que se encontram com potencial de membrana reduzido devido à influência desses estímulos em aumentar o metabolismo celular (CORAZZA, 2005).

Ressalvando que a Fototerapia de baixa intensidade só estimula a proliferação celular em células que estão com seu crescimento deficiente no momento da Fototerapia. Se as células estão funcionando normalmente a luz não tem o que estimular (SMITH, 1991; 2005).

Smith (1991) confirma os resultados de Karu (1988) e ainda sugere que a luz na região do infravermelho (700nm – 1000µm) tem o mesmo efeito que a vermelha (633nm). Mas o processo de fotobiomodulação ao invés de se iniciar na mitocôndria se inicia na membrana celular gerando o mesmo efeito para aumento da permeabilidade dos íons Ca^{2+} .

Com relação à analgesia, quando a luz infravermelha atua na membrana celular ela causa uma hiperpolarização. A permeabilidade da membrana citoplasmática aumenta em relação aos íons de Ca^{2+} , Na^+ e K^+ , ou seja, há um aumento na atividade receptora da membrana celular. Em consequência disso, a síntese de endorfina e o potencial de ação das células neurais aumentam, enquanto a quantidade de bradicinina bem como a atividade das fibras C de condução dos estímulos dolorosos diminui. Essa cadeia de eventos resulta em analgesia.

A figura 20 apresenta uma síntese da cadeia de eventos da Fototerapia de baixa intensidade com base nos modelos de Karu (1988) e Smith (1991).

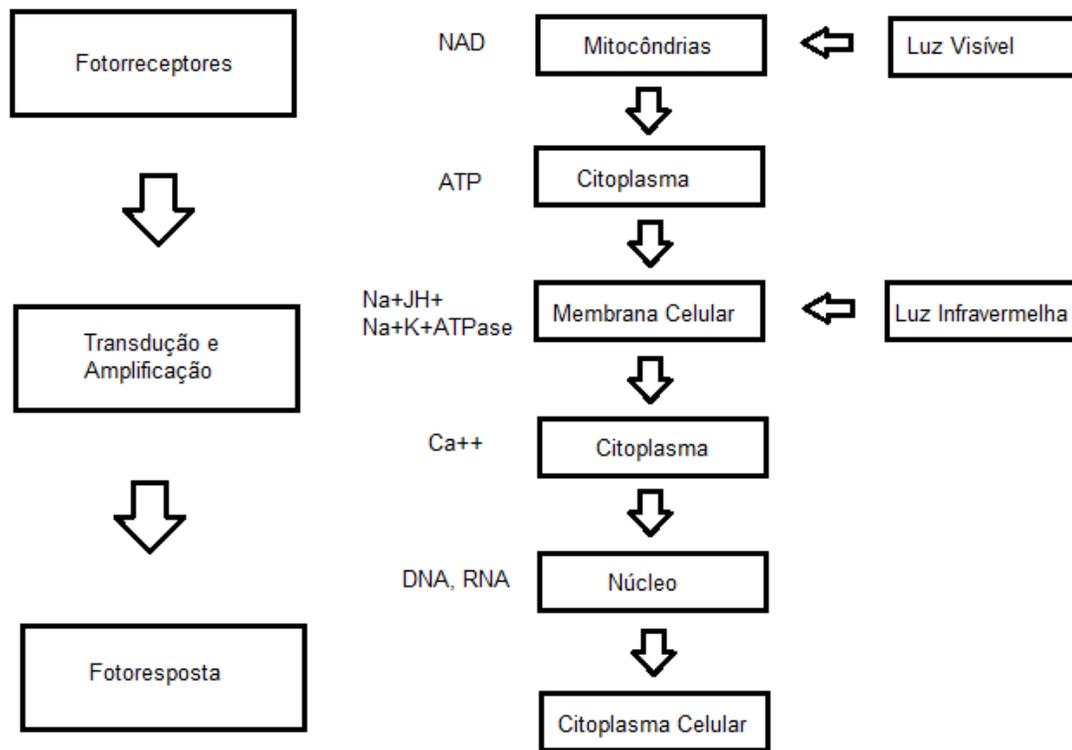


Figura 20 – Modelos da Fototerapia de baixa intensidade.
Fonte: Bagnato (2008) e Smith (1991).

Na figura 20 a bioestimulação por luz visível (633nm) resulta na absorção da luz por componentes da cadeia respiratória na mitocôndria, que resulta no aumento do metabolismo, que leva a uma transdução do sinal a outras partes da célula, que por fim leva a uma fotorresposta que promove a cicatrização. A luz infravermelha (700nm -1000µm) exerce um efeito fotofísico nas moléculas que compõe a membrana celular e produz o mesmo resultado biológico no final, porém os dois tipos de radiação iniciam o efeito em cascata em níveis diferentes.

2.4.1 Aplicações da Fototerapia em Feridas

A Fototerapia de baixa intensidade utilizando luz LASER e LED tem mostrado inúmeros benefícios no tratamento de diversas enfermidades, sendo que para Karu (2013), em vista de tantos benefícios a Fototerapia pode ser considerada como um medicamento.

A fotobiomodulação utilizando LEDs principalmente na faixa de comprimento de onda do vermelho e infravermelho tem mostrado resultados positivos no tratamento de feridas, cicatrização de pós-operatórios e úlceras.

Siqueira *et al.* (2009) apresentaram resultados positivos na cicatrização de úlceras utilizando por uma semana aplicações com LEDs com comprimento de onda de 628 nm na úlcera do membro inferior esquerdo e utilizando o direito como controle, tendo aumentado em 30% a área cicatrizada e reduzido significativamente o nível de dor.

Também Minatel *et al.* (2009) avaliaram o resultado da Fototerapia utilizando LEDs de baixa intensidade com comprimento de onda 660 nm e potência luminosa de 5 mW e também LEDs 890nm e potência luminosa de 50 mW. O tratamento foi realizado durante 12 semanas em úlceras de perna em pacientes diabéticos e concluiu que a mesma acelerou a cicatrização das úlceras significativamente.

O tratamento de mucosite oral, que é uma condição inflamatória da mucosa que apresenta como sintomas úlceras e dores que prejudicam a qualidade de vida de pacientes submetidos à quimioterapia, pode ser realizado utilizando a Fototerapia de baixa intensidade. Em seu trabalho Kelner *et al.* (2007) aplicaram luz LASER de comprimento de onda 685 nm (InGaAlP) e potência de 35 mW e em doses de energia 1,1 J/cm² obtendo com seu protocolo a proliferação celular e a cicatrização tecidual, além da analgesia.

Freitas (2012) mostrou que a Fototerapia com LEDs apresentou resultados parecidos e até mesmo mais eficazes que a Fototerapia utilizando LASER na reparação de lesões de mucosite oral induzida por quimioterapia e também com relação à analgesia. Seu protocolo consistiu em aplicações utilizando LED 630 nm, potência 80 mW, densidade de potência 0,24 J/cm² e área do feixe de 1 cm² e energia de 21,6 J por seção. Ela comparou com um LASER de 660 nm, 40 mW de potência, densidade de potência de 6 J/cm² e área do feixe de 0,04 cm². A energia aplicada por seção foi a mesma que para o LED.

Silva *et al.* (2011) fizeram uma análise histológica histomorfométrica do efeito da Fototerapia LED na tendinite de ratos utilizando LED com pico de emissão de 640 nm, potência de 30 mW, área de 0,5 cm² e densidade de potência de 4 J/cm². Os resultados obtidos mostraram um melhor efeito antiinflamatório no grupo tratado com LED em relação ao grupo controle.

Lang-Bicudo *et al.* (2008) avaliou a eficácia da Fototerapia LED na prevenção da mucosite oral em paciente submetido à quimioterapia. Os parâmetros utilizados foram uma matriz de LEDs (880 nm, 3,6J/cm², 74 mW). Os resultados foram positivos para o protocolo proposto, pois o paciente não desenvolveu mucosite. O arranjo dos LEDs utilizados é mostrado na figura 21.



**Figura 21 – Arranjo de LEDs na faixa de 880nm.
Fonte: Lang-Bicudo et al. (2011).**

Volpato (2009) avaliou o tratamento da mucosite oral em crianças sob tratamento de quimioterápico e a proliferação de fibroblastos cultivados, comparando a luz LASER e LED. Concluiu que a Fototerapia estimulou a proliferação dos fibroblastos com déficit nutricional, obtendo melhores resultados com LASER infravermelho (780 nm, 50 mW) e que a incidência da mucosite oral e do grau de dor foi menor nos grupos irradiados com laser vermelho (660 nm, 40 mW) e LED (637 nm, 40 mW), não obtendo diferença relevante entre os grupos.

Corazza (2005) analisou a eficiência da fotobiomodulação LASER em relação à LED utilizando diversos comprimentos de onda e potências no tratamento de feridas cutâneas de ratos. Comparando as duas fontes, ele evidenciou que as mesmas são aceitáveis, sendo que a fonte LED possui um custo muito inferior do que o equipamento LASER, ele sugeriu ainda que novas fontes sejam desenvolvidas com um número maior de diodos a fim de aumentar a área de saída do feixe luminoso.

Moreira (2009) traz uma análise do ponto de vista eletrônico, examinando os conversores mais recomendáveis para alimentar os LEDs nas aplicações de Fototerapia. Aplicou seu protótipo que consistia em uma matriz de LEDs, no tratamento de úlceras conseguindo até 50% de cura mais rápida na cicatrização tecidual. Ressalta ainda que a LEDterapia possui grande eficácia desde que seja corretamente aplicada e que o projeto do conversor e do arranjo dos LEDs seja projetado em função das variáveis e que atenda as especificações de projeto. A figura 22 mostra o arranjo dos LEDs do trabalho.



Figura 22 – Arranjo dos LEDs na faixa do vermelho.
Fonte: Moreira (2009)

2.4.2 Dosimetria e Parâmetros Físicos

Um requisito para um bom estudo em Fototerapia é ter completamente especificada a fonte de luz (por exemplo, comprimentos de onda, a dose, a área de exposição e o tempo de exposição). Existem publicações experimentais e estudos clínicos que foram realizados com metodologia científica, mas não descreveram a fonte de luz, por isso esses estudos criam dificuldades para sua repetição ou mesmo a continuação deles por outros pesquisadores. A seguir descrevemos os parâmetros físicos necessários que devem ser especificados para a aplicação da Fototerapia.

2.4.2.1 Comprimento de Onda

A velocidade de propagação da luz no vácuo (c) é de $2,99 \times 10^8$ m/s. Associado a esta velocidade relaciona-se o comprimento de onda (λ) em metro (m) e a frequência (f) desta onda eletromagnética. Usualmente o prefixo do SI nano é utilizado para representar os comprimentos da luz em nanômetros (nm).

2.4.2.2 Tempo de exposição

É o tempo em que o tecido fica exposto à ação da luz, é medido em segundos (s).

2.4.2.3 Fluxo Radiante

É a taxa com que uma quantidade de energia é transmitida a um tecido, ou seja, a relação entre energia aplicada e o tempo que leva para ela ser aplicada (1 Watt = 1 J/1 s). Em Fototerapia de baixa intensidade o fluxo radiante é também denominado de potência da fonte de luz, a potência por ser pequena é usualmente representada em miliwatts (mW).

2.4.2.4 Irradiância

É a razão com que a potência é dissipada numa certa área do tecido, ou a quantidade de energia por segundo aplicada numa certa área (LOPES, 2007), pode ser calculada por meio da equação (15):

$$E = \frac{\Phi_e}{A} \quad (15)$$

Onde:

E = irradiância (W/cm^2);

Φ_e = fluxo radiante (W);

A = área do tecido (cm^2).

A unidade mais utilizada na medida de intensidade em Fototerapia de baixa intensidade é o mW/cm².

2.4.2.5 Dose

É a grandeza que expressa a dosagem da luz. Corresponde ao fluxo radiante aplicado a uma determinada área durante um determinado tempo (BAGNATO, p. 200, 2008). A Dose pode ser calculada pela equação (16):

$$D = \frac{\Phi_e * t}{A} \quad (16)$$

Onde:

D = dose (J/cm²);

Φ_e = fluxo radiante (W);

t = tempo de exposição (s);

A = área (cm²).

A unidade da dose é J/cm². O valor da dosagem pode definir o efeito desejado, a tabela 3 sugere algumas dosagens e seus efeitos.

Tabela 3 – Dose recomendada e efeito

Efeito	Dose (J/cm²)
Antiinflamatório	1 a 3
Circulatório	1 a 3
Analgésico	2 a 4
Regenerativo	3 a 6

Fonte: Moreira (2009).

Ressaltamos que a correta especificação dos parâmetros físicos do tratamento é essencial para o seu sucesso e para a reprodução dos protocolos clínicos a serem utilizados pelos profissionais da área da saúde.

2.5 CONVERSORES

As fontes chaveadas são conversores largamente empregados por possuírem alto rendimento e menor peso e volume que as fontes lineares, sendo

utilizadas como fonte de tensão em computadores, eletrodomésticos, equipamentos militares e equipamentos médicos. Algumas das etapas principais a serem cumpridas no projeto de uma fonte chaveada são (BARBI, p. 3, 2000):

- Definir a topologia do conversor; a frequência de comutação no interruptor; qual será o interruptor principal utilizado (transistor, MOSFET, etc.) e o isolamento no laço de realimentação.

- Especificar as tensões e correntes de saída; a frequência da rede; tensões nominais, máxima e mínima da rede; rendimento; temperatura do local onde a fonte será instalada.

- Cálculo do estágio de entrada (retificador, capacitor de filtragem); escolha do circuito integrado gerador de pulsos PWM (Pulse Width Modulation); circuito de comando de base do interruptor principal; cálculo do transformador de isolamento de alta frequência; cálculo do estágio de saída (indutor e capacitor de filtragem); cálculo da fonte auxiliar e cálculo do filtro rádio frequência.

2.5.1 Conversores Aplicados a LEDs

Quando existiam apenas LEDs de baixa intensidade luminosa, sendo estes utilizados como indicadores de estado em dispositivos, sua tensão e corrente eram simplesmente fornecidas por meio de uma fonte de tensão com um resistor em série (BROECK, 2007). As pesquisas atuais têm desenvolvido conversores para LEDs de potência, mas há poucos estudos quando se trata de LEDs de alto brilho.

As principais características a serem levadas em conta no projeto de um conversor para fornecer tensão e corrente para LEDs de alto brilho são:

1. O conversor deve proporcionar uma variação muito pequena na sua corrente de saída, visto que as variações de corrente alteram as propriedades óticas dos LEDs.
2. Os LEDs possuem alto tempo de vida útil, logo o conversor também deve possuir uma vida útil longa.
3. A corrente máxima suportada pelos LEDs é próxima a sua corrente nominal, sendo necessárias proteções contra picos de corrente nos componentes (MOREIRA, 2009). Com base nas características dos

LEDs de alto brilho, o conversor escolhido para o projeto foi um conversor *flyback*.

2.5.1.1 Conversor *Flyback*

O conversor *flyback* é uma topologia de conversor CC-CC que apresenta uma tensão de saída maior ou menor que a tensão de entrada e propicia isolamento entre a fonte e a carga (PINTO, 2008).

Algumas características do conversor *flyback* são (Barbi, 2000):

- Baixo custo;
- Saídas múltiplas;
- Isolamento entre entrada e saída;
- Resposta rápida;
- Condução descontínua;

Por essas características o conversor eletrônico com topologia *flyback* é largamente empregado para baixas potências (menores que 100W). Sua estrutura é apresentada na figura 23.

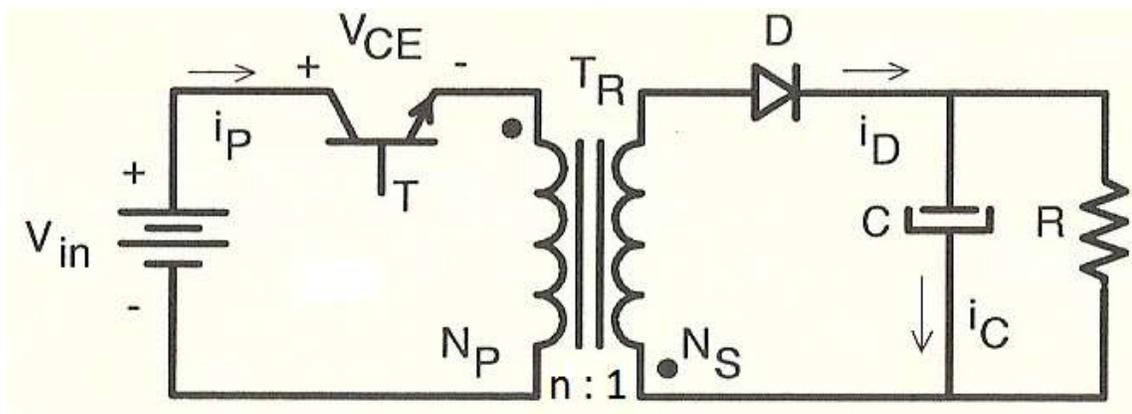


Figura 23 – Conversor *flyback*.
Fonte: Barbi, p. 64 (2000).

Sejam na figura 23:

V_{in} – Tensão de entrada

i_P – Corrente no primário.

V_{ce} – Tensão entre coletor e emissor.

- T – Transistor.
- T_r – Transformador.
- N_p – Número de voltas no primário.
- N_s – Número de voltas no secundário.
- n – Relação de transformação.
- D – Diodo.
- I_d – Corrente no diodo.
- C – Capacitor do filtro de saída.
- I_c – Corrente no capacitor.
- R – Resistência de carga.

Na figura 23 é possível identificar o transformador T_R que apresenta as funções de: isolar a fonte e a carga, acumular energia quando o transistor T é fechado, adaptar a tensão necessária ao secundário. A relação de transformação n é a relação entre o número de voltas do primário e do secundário do transformador T_R .

O circuito funciona em duas etapas. Na primeira o transistor T conduz, a indutância magnetizante do primário L_P armazena energia e o diodo D se mantém polarizado reversamente impedindo com que a corrente circule e a energia seja transferida para o capacitor de filtragem C e para a carga R_L . A figura 24 ilustra o circuito equivalente dessa etapa.

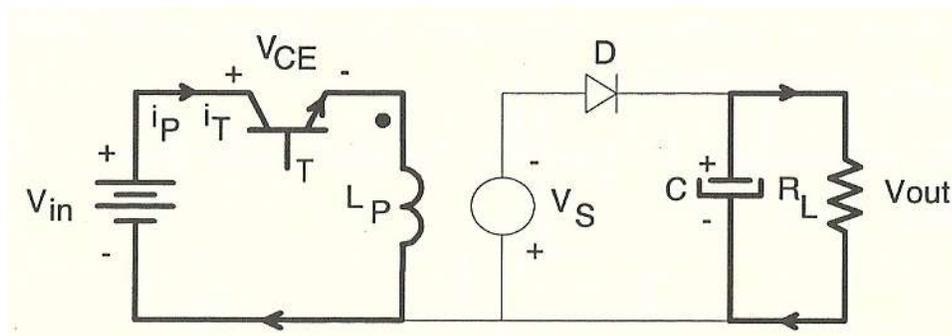


Figura 24 – Primeira etapa de operação do flyback.
Fonte: Barbi, p. 65 (2000).

Na segunda etapa o transistor T é bloqueado, a polaridade no transformador T_R se inverte, o diodo D é polarizado diretamente e a energia é transferida para o

capacitor de filtragem C e para a carga R_L através do diodo como apresenta a figura 25.

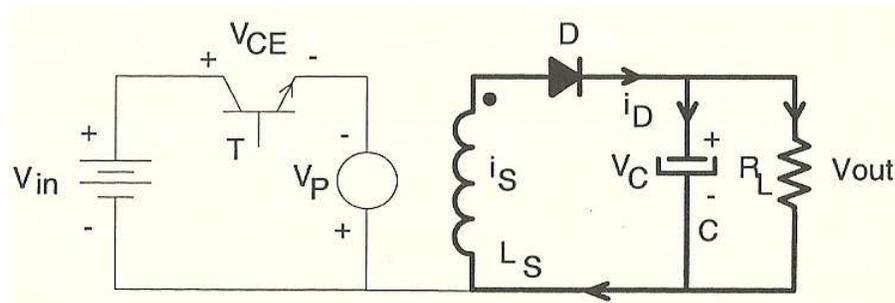


Figura 25 – Segunda etapa de operação do *flyback*.
Fonte: Barbi, p. 65 (2000).

Na figura 25 L_S representa a indutância magnetizante do secundário do transformador T_R que apresenta a polaridade invertida em relação ao primário para fornecer um caminho alternativo pelo diodo quando o transistor T encontra-se bloqueado.

A figura 26 apresenta as formas de ondas das principais grandezas envolvidas nas duas etapas de funcionamento do conversor *flyback* no modo de condução descontínua

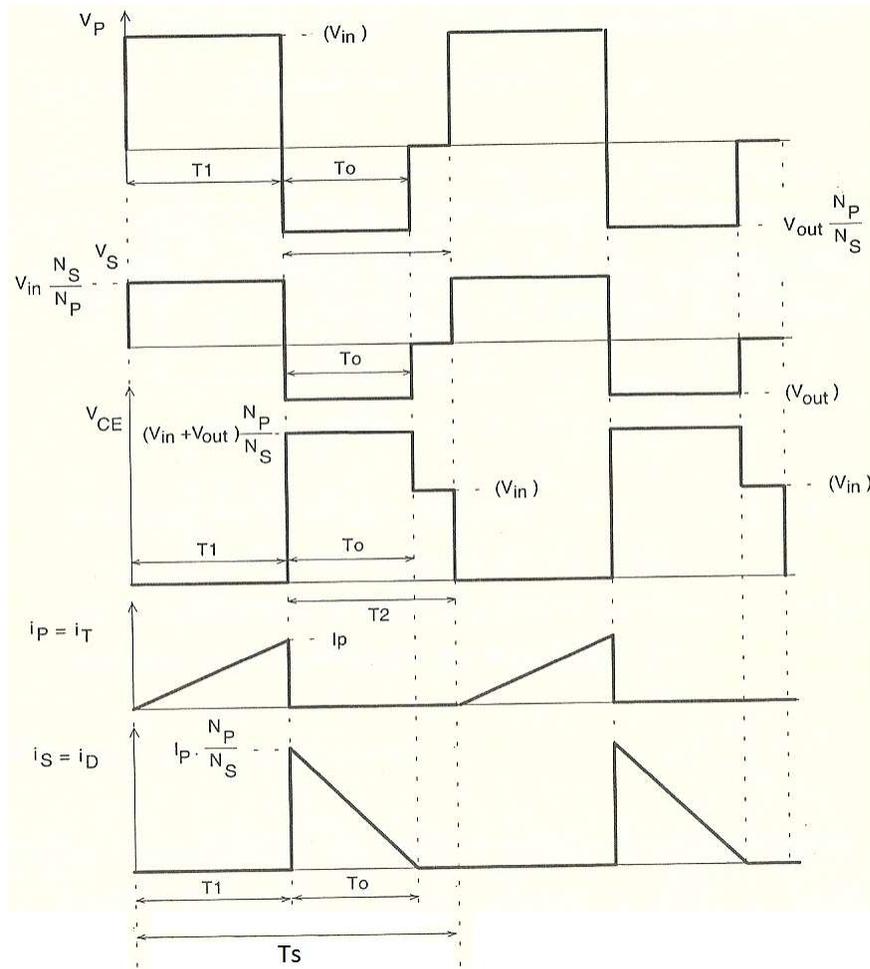


Figura 26 – Principais formas de onda do conversor *flyback*.
Fonte: Barbi, p. 66 (2000).

. A forma de onda de V_p é a tensão no enrolamento primário e a forma de onda de V_s a tensão refletida no secundário, sendo as duas formas de onda diferentes somente pela relação de transformação n . V_{ce} é a forma de onda de tensão entre o coletor e o emissor do transistor T . A forma de onda de corrente no primário i_p é a mesma forma de onda de corrente no transistor I_T . A forma de onda de corrente no secundário i_s é a mesma forma de onda de corrente no diodo I_D .

Seja T_1 o tempo em que o transistor está transferindo energia para o enrolamento primário, T_0 o período em que o enrolamento secundário transfere energia para a carga e $T_s = T_1 + T_2$. Onde T_s é o inverso da frequência de comutação f_s transistor T . Definida a razão cíclica $D = T_1/T_s$ a corrente no primário é escrita por (17).

$$I_p = \frac{DV_{in}}{f_s L_p} \quad (17)$$

Analisando-se as o circuito da figura 23 e assumindo-se que o valor médio da corrente no capacitor C em regime permanente é igual a zero, então a corrente de saída I_{out} é a corrente média do diodo D, sendo calculada pela integral (18).

$$I_{out} = I_{Dmed} = \frac{1}{T} \int_0^T I_D(t) dt = \frac{1}{T_s} \frac{T_o n I_p}{2} \quad (18)$$

Substituindo (17) em (18) a corrente de saída pode ser reescrita por (19):

$$I_{out} = \frac{V_{in}^2 D^2}{2f_s V_{out} L_p} \quad (19)$$

A equação (19) ainda pode ser parametrizada definindo-se (20):

$$\bar{I}_{out} = \frac{2f_s L_p I_{out}}{V_{in}} \quad (20)$$

Considerando também o ganho Q como a relação entre a tensão de saída pela tensão de entrada (21):

$$Q = \frac{V_{out}}{V_{in}} \quad (21)$$

A corrente parametrizada então é expressa por (22):

$$\bar{I}_{out} = \frac{D^2}{Q} \quad (22)$$

A indutância do primário L_p deve garantir que a corrente na saída permaneça dentro dos limites de tolerância mesmo com a razão cíclica máxima (D_{max}) e com as variações de tensão de entrada, por exemplo, quando o valor de tensão de entrada é mínimo o ganho Q é máximo .

$$I_{outmax} = \frac{D_{max}^2}{Q_{max}} \quad (23)$$

Portanto, a indutância do primário é dada por:

$$L_p = \frac{D_{\max}^2 V_{\text{inmin}}}{2f_s I_{\text{outmax}} Q_{\max}} \quad (24)$$

Para que o modo de condução seja descontínuo no conversor flyback, a restrição deve ser satisfeita:

$$n > \frac{1,2D_{\max}}{(1 - D_{\max})Q_{\max}} \quad (25)$$

O capacitor no filtro de saída pode ser dimensionado analisando-se os circuitos equivalentes das etapas de operação do conversor *flyback* conforme apresenta a figura 27.

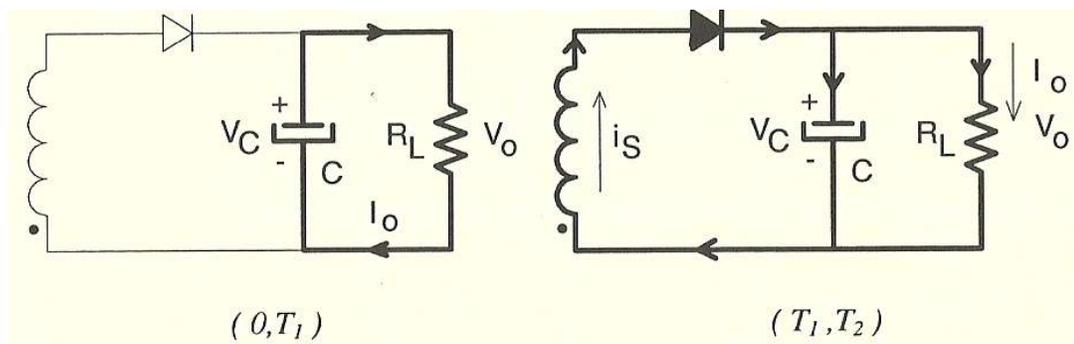


Figura 27 – Estágios do filtro de saída

No primeiro estágio de 0 a T_1 a corrente no enrolamento do secundário é nula, sendo o capacitor C responsável por fornecer energia à carga R_L . No segundo estágio circula uma corrente no secundário que transfere energia para o capacitor C e para a carga R_L . A figura 28 apresenta as respectivas formas de onda para os dois estágios.

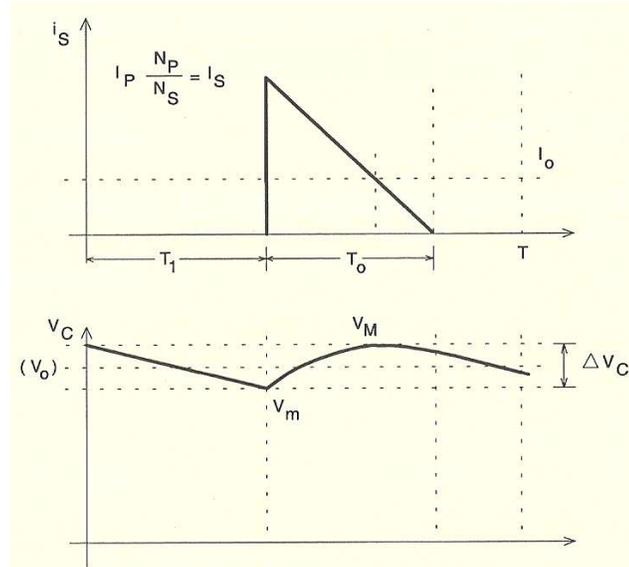


Figura 28 - Formas de ondas no filtro de saída

Analisando-se o primeiro estágio de funcionamento pode-se escrever que a corrente no capacitor é dada pela equação 26:

$$I_o = \frac{C \Delta V_c}{T_1} \quad (26)$$

E, reescrevendo-se 26 em função da razão cíclica máxima D_{max} e da frequência f , o capacitor de saída C pode ser calculado pela equação 27:

$$C = \frac{I_o D_{MAX}}{f \Delta V_c} \quad (27)$$

2.5.2 Topologias dos LEDs

A topologia dos LEDs escolhida interfere diretamente na escolha do conversor sendo que suas possíveis configurações são as seguintes: série, paralelo ou série paralelo.

Na conexão em série a mesma corrente circula pelos LEDs, garantindo assim um bom equilíbrio na luminosidade emitida por cada um destes elementos, uma vez que a luminosidade é diretamente dependente da corrente. A tensão de alimentação é maior sendo proporcional ao número de LEDs. Sua confiabilidade é

baixa, visto que se um LED falhar todos os outros falham, caso não seja previsto um circuito que compense a falta de um ou mais LEDs (PINTO, 2008).

Na conexão em paralelo a tensão em cada LED é a mesma, sendo que esta apresenta maior confiabilidade visto que a falha de uma LED não interfere na operação dos demais. Entretanto, a corrente necessária para alimentar esse arranjo é maior que a da ligação em série e a distribuição uniforme de correntes nos LEDs não é naturalmente garantida (MOREIRA, 2009).

Ainda existe a opção de se conectar os LEDs em série paralelo. Nesta ligação alguns grupos de LEDs são ligados em série e estes grupos são conectados uns aos outros em paralelo. Possui maior confiabilidade que a ligação série, porém uma falha num LED afeta o seu ramo. Essa topologia exige tensões e correntes intermediárias aos casos anteriores (MOREIRA, 2009).

3 METODOLOGIA

A pesquisa é do tipo aplicada. A metodologia do estudo consiste na compreensão dos princípios e parâmetros da Fototerapia LED para a construção de uma matriz de LEDs cuja tensão e corrente serão fornecidas por um conversor *flyback*.

Para a construção do equipamento para Fototerapia LED, serão primeiramente escolhidos os LEDs com comprimento de onda e potência luminosa adequados na faixa do vermelho do espectro visível.

Em seguida será construída a matriz de LEDs com topologia série, os LEDs estarão dispostos fisicamente na matriz o mais próximo possível a fim de garantir um feixe de luz. Com a matriz definida será realizado a modelagem de um conversor *flyback* para fornecer tensão e a corrente adequada para a matriz de LEDs. Após o conversor *flyback* ser dimensionado e simulado em software ele será construído em placa de circuito impresso.

4 RESULTADOS EXPERIMENTAIS

4.1 MODELAGEM DA MATRIZ LED

Os parâmetros do LED de alto brilho escolhido para o projeto são de acordo com o fabricante apresentados na tabela 4.

Tabela 4 – Parâmetros LED (AVO-0342EN)

Parâmetro	Valor	Unidade
Comprimento de Onda (λ)	630	nm
Material Semicondutor	AlInGaP	-
Intensidade Luminosa (I_L)	5500	mcd
Ângulo de Emissão (θ)	30	Grau
Tensão direta (V_{TO})	2,0	V
Corrente direta (I_{FSM})	20	mA

Fonte: Avago Technologies (2014).

Para Fototerapia LED é necessário conhecer o fluxo radiante do LED e este pode ser calculado utilizando a equação (14) com base nos valores da tabela 4 e no valor de $V(\lambda)$ para o comprimento de onda de 630 nm que é de 0,265 (SCHUBERT, 2006).

$$\Phi_e(\text{mW}) = \frac{5500}{683 * 0,265} 2\pi \left(1 - \cos\left(\frac{30^\circ}{2}\right) \right) \quad (28)$$

$$\Phi_e(\text{mW}) = 6,50 \text{ mW} \quad (28.1)$$

O fluxo radiante resultante em (28.1) é a potência luminosa emitida pelo LED. Com o valor do fluxo radiante do LED, a irradiância do LED também pode ser calculada para uma determinada área.

O cone de luz formado pelo LED implica em uma área iluminada circular A de raio r , esta área pode ser determinada conhecendo-se a distância da fonte de iluminação e o ângulo de emissão θ . A figura 29 ilustra a situação.

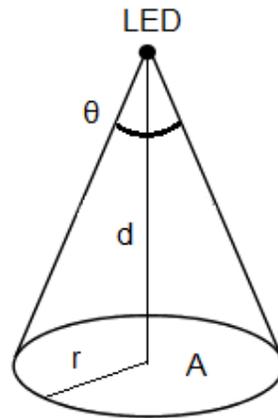


Figura 29 - Área iluminada pelo LED.

A área iluminada A mostrada na figura 29 pode ser obtida em função da distância de A até o LED. Através da análise do triângulo formado por d, r e a área lateral do cone de luz, esse triângulo é ilustrado pela figura 30.

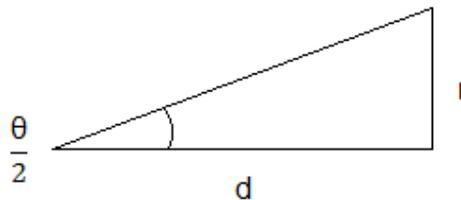


Figura 30 - Triângulo.

Analisando o triângulo apresentado na figura 30, pode-se chegar à equação (29).

$$r = d * \tan\left(\frac{\theta}{2}\right) \quad (29)$$

Com a equação (29) pode-se calcular a área circular A iluminada pelo LED em função da distância e do ângulo de emissão do LED conforme apresenta (30).

$$A = \pi \left(d * \tan\left(\frac{\theta}{2}\right) \right)^2 \quad (30)$$

Em Fototerapia LED de baixa intensidade os valores de distância típicos da fonte de luz LED até a área iluminada no tecido não são padronizados, sendo que é adotado o protocolo de tornar o mais próximo a fonte de luz do tecido. Trabalhos que

apresentaram bons resultados da Fototerapia LED em cicatrização de feridas utilizaram distâncias entre 1 e 2 centímetros da lesão (SIQUEIRA, 2009); (MOREIRA, 2009).

Neste projeto o valor de d será considerado 1cm, fazendo $d = 1 \text{ cm}$ e $\theta = 30^\circ$ em 30 tem-se o resultado apresentado em (31).

$$A = \pi * \left(1 * \tan\left(\frac{30^\circ}{2}\right) \right)^2 = 0,226 \text{ cm}^2 \quad (31)$$

Com os valores de fluxo radiante (Φ_e) e área iluminada (A) a uma distância de 1 cm, a irradiância (E) pode ser aplicada utilizando (15) como mostra a equação (32).

$$E = \frac{\Phi_e}{A} = \frac{6,5\text{mW}}{0,226\text{cm}^2} = 28,76 \text{ mW/cm}^2 \quad (32)$$

Conforme o resultado obtido em (33) a irradiância (E) de um LED a uma distância de 1 cm é de 28,76 mW/cm². Para uma matriz de LEDs com N LEDs, a equação do ângulo sólido (33) também é válida desde que o cone de luz de um LED não sobreponha o dos LEDs próximos, essa situação é ilustrada pela figura 31.

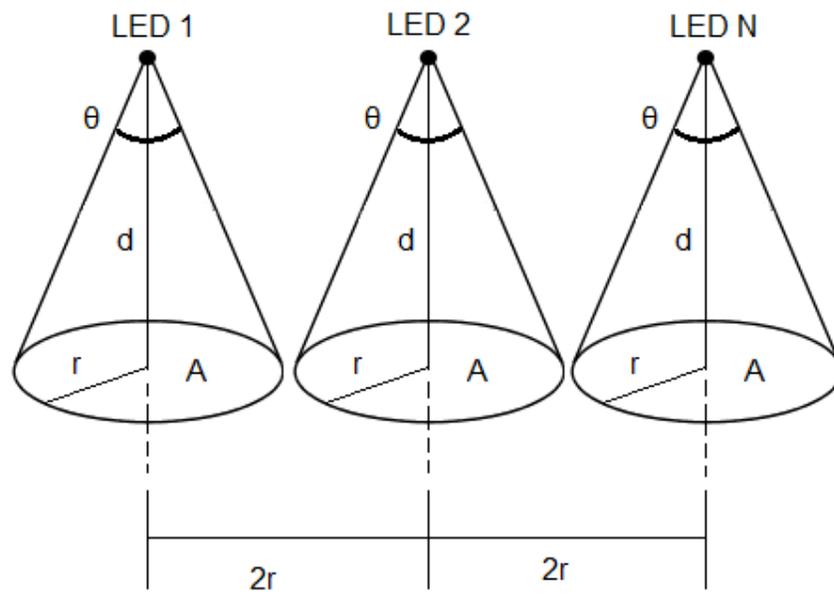


Figura 31 – Sistema com N LEDs.

Pela figura 31, percebe-se que geometricamente a distância mínima entre os LEDs para que os cones de luz não se sobreponham é de duas vezes o raio da área iluminada.

4.2 RESULTADO DA MATRIZ LED

O esquemático e a placa da matriz de LEDs foram projetados no software Eagle versão 6.1.0 como apresentam as figuras 32 e 33.

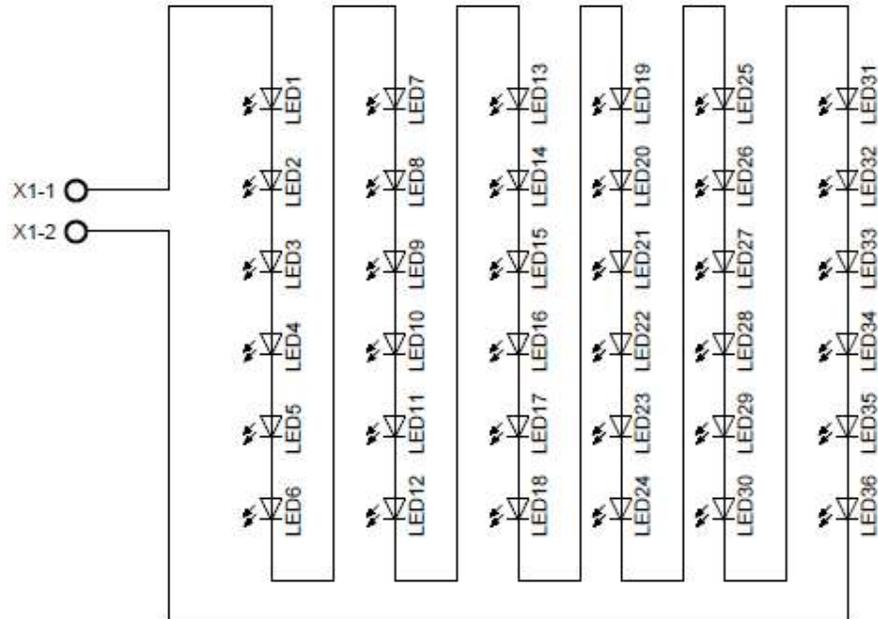


Figura 32 – Projeto esquemático da matriz de LEDs.

Na figura 32 é possível ver que no projeto esquemático os 36 LEDs que compõem a matriz estão dispostos em série e interligados aos bornes X1-1 e X1-2, sendo o borne X1-1 o ânodo e o borne X1-2 o cátodo.

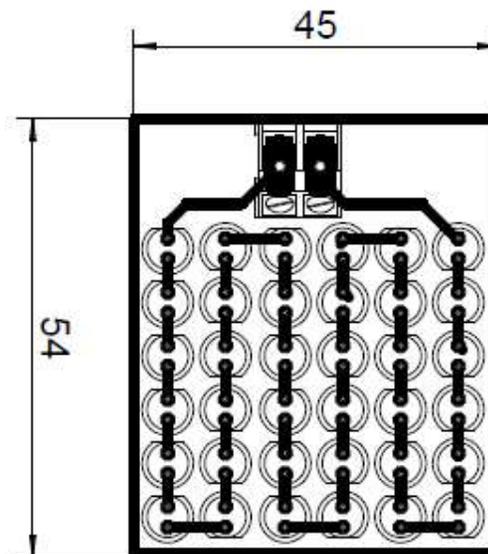


Figura 33 – Projeto da placa da matriz de LEDs.

A figura 33 apresenta o projeto da placa da matriz de LEDs com as medidas da placa de circuito impresso em milímetros. A placa foi confeccionada pelo método

de corrosão com perclorato de ferro, a matriz em placa de circuito impresso é apresentada na figura 34.



Figura 34 – Matriz de LED em placa de circuito impresso.

4.3 MODELAGEM DO CONVERSOR *FLYBACK*

As especificações utilizadas no projeto do conversor *flyback* são apresentadas na tabela 5.

Especificação	Valor
Tensão de pico de entrada (V_{PK})	180 V
Frequência da rede (f_R)	60 Hz
Ondulação de tensão na entrada ($\Delta V_{R\%}$)	10%
Ondulação da tensão no filtro capacitivo de entrada ($\Delta V_{C\%}$)	1%
Tensão média de saída (V_{out})	72 V
Corrente média de saída (I_{out})	20 mA
Frequência de comutação (f_S)	100 kHz
Ondulação na corrente de saída ($\Delta I_{out\%}$)	10%
Ondulação na tensão de saída ($\Delta V_{out\%}$)	1%
Rendimento (η)	0,7

Para se manter a tensão e corrente na saída constantes mesmo com as variações especificadas no projeto do conversor *flyback* é necessário um sistema de

controle em malha fechada. Um controle em malha fechada permite o ajuste da razão cíclica D para manter a saída no seu *set point*.

4.3.1 Circuito de Controle e Potência

O circuito de controle escolhido para o projeto do conversor *flyback* foi o circuito integrado NCP1010. O NCP1010 integra em seu encapsulamento um controlador em modo de corrente com frequência fixa de 100kHz e um MOSFET de 700V. O NCP1010 oferece todas as soluções integradas para construção de um conversor robusto e de baixo custo em malha fechada para fontes de baixa potência (menores que 3 W) (ON SEMICONDUCTOR, 2014). Algumas das características que levaram a escolha do NCP1010 para o projeto:

- Não necessita de enrolamento auxiliar para seu funcionamento;
- Controle e potência integrados no mesmo encapsulamento PDIP-7;
- Conexão direta com optoacoplador;
- Modelo SPICE disponível para simulação;

A figura 35 apresenta um exemplo típico de aplicação do NCP1010 em um conversor *flyback* em malha fechada com tensão de saída constante. A diferença entre o circuito da figura e do projeto implementado é que a malha fechada será modulada em função da corrente de saída.

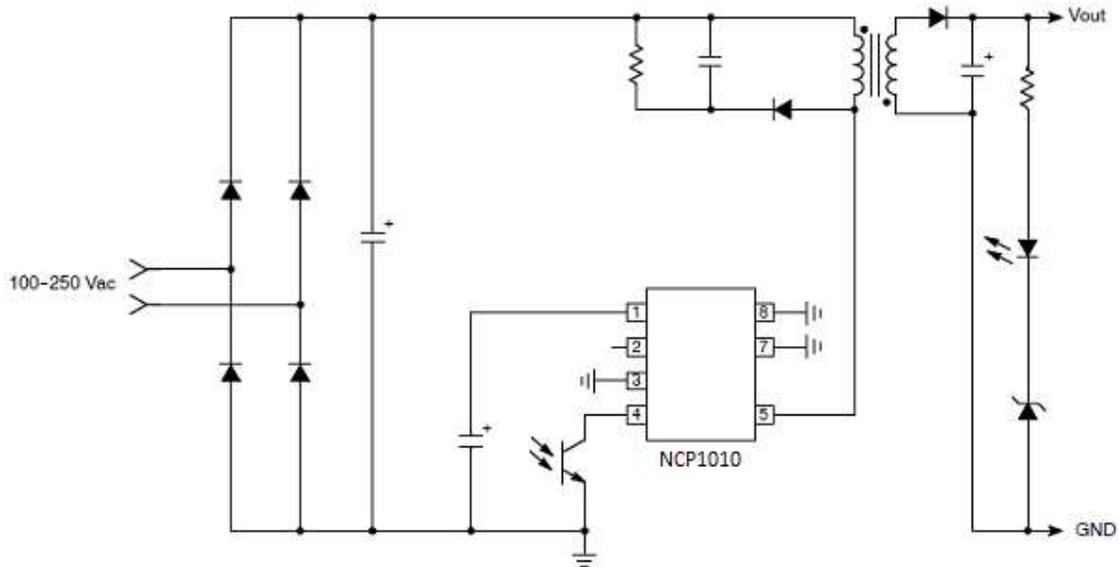


Figura 35 - Exemplo de aplicação do NCP1010
 Fonte: On Semiconductor (2014).

O pino 1 (Vcc) fornece tensão ao circuito interno do NCP1010, este pino é conectado a um capacitor externo de $10\mu\text{F}$ conforme recomendação do fabricante. O pino 4 é a entrada do sinal de realimentação (FB), através de um optoacoplador acoplado a este pino o *setpoint* de corrente é ajustado de acordo com a demanda de potência na saída. O pino 5 é conectado ao dreno interno do MOSFET. A figura 36 apresenta um diagrama simplificado da arquitetura interna do circuito do NCP1010.

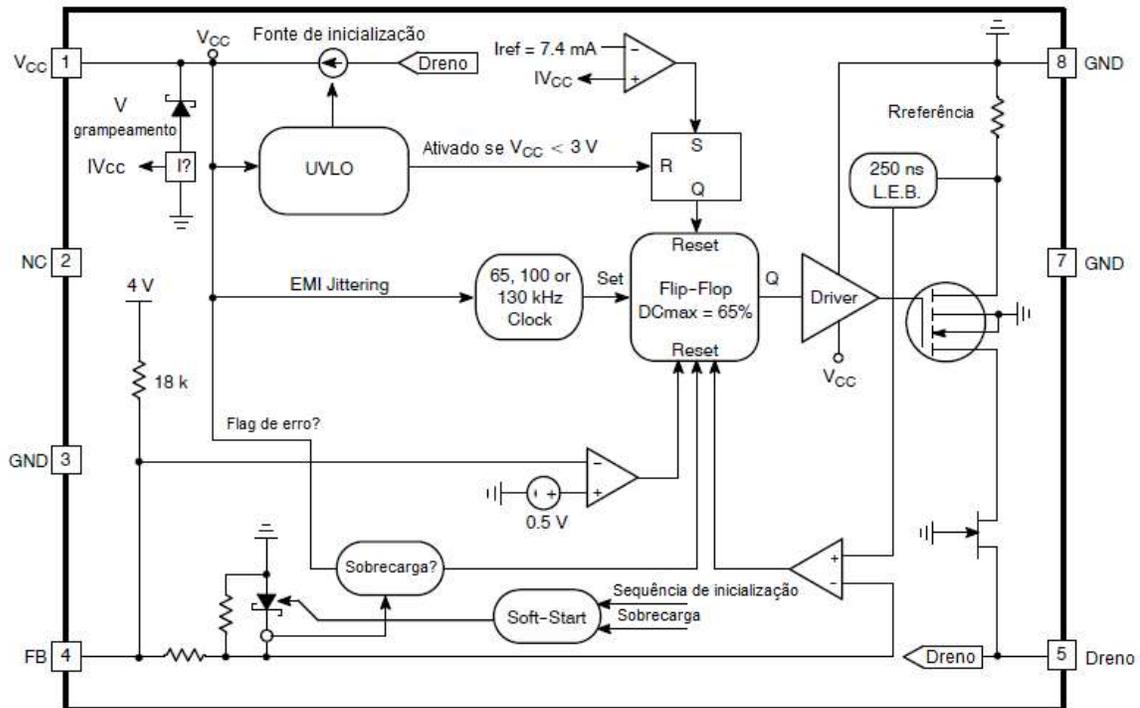


Figura 36 – Arquitetura simplificada do circuito interno.
 Fonte: On Semiconductor (2014).

A tensão no pino 1 atinge o valor de tensão de grameamento (aproximadamente 8,5V) primeiramente através da fonte de inicialização que carrega o capacitor externo conectado ao pino 1, então a fonte de inicialização é desligada e um circuito de auto-alimentação dinâmica (*dynamic self-supply*) mantém a tensão no pino 1.

O NCP1010 apresenta uma partida suave (*soft-start*) que é ativada na sequência de ligamento e também durante o modo *skip-cycle*. A corrente de pico (I_p) é incrementada de aproximadamente zero até o *setpoint* (máximo de 100mA no NCP1010) no período de 1ms, como ilustra a figura 37.

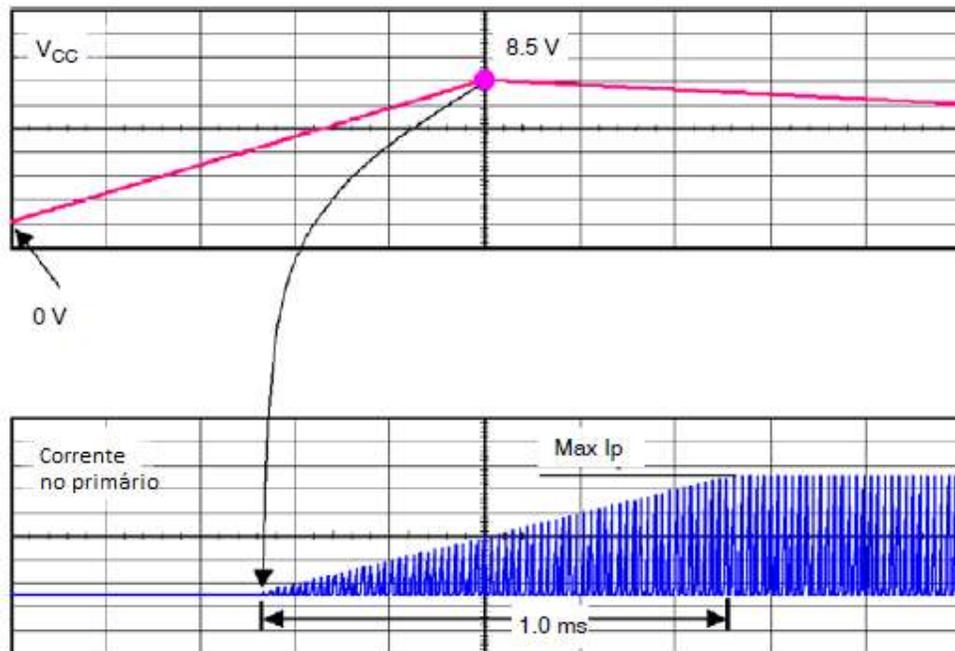


Figura 37 – Funcionamento do *soft-start* do NCP1010.
 Fonte: On Semiconductor (2014).

O NCP1010 apresenta recursos de proteção como o bloqueio de subtensão (UVLO - undervoltage lockout) para uma tensão de alimentação (V_{CC}) abaixo de 3V e através do monitoramento constante do sinal de realimentação o NCP1010 detecta a presença de um curto-circuito.

O modo *skip-cycle* oferece um recurso para reduzir o consumo do NCP1010 em baixa potência. Quando a corrente no MOSFET é menor que 25% do *setpoint* máximo de I_p os ciclos indesejados são alternados por desligamentos do MOSFET, isso garante uma redução do consumo em modo de espera sem geração de ruído audível. A figura 38 ilustra o modo *skip-cycle*.

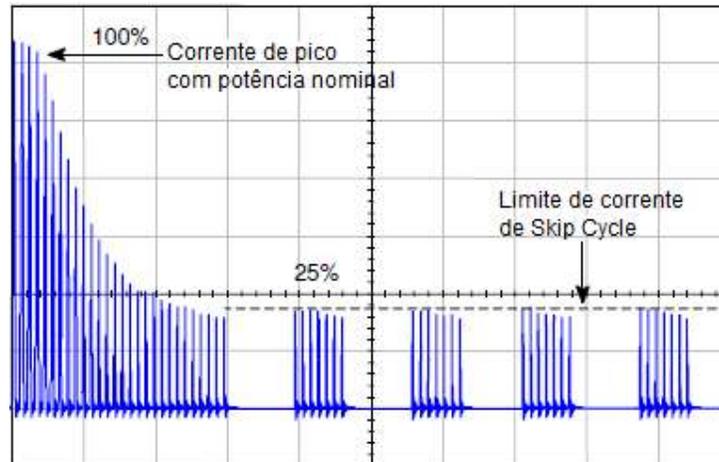


Figura 38 – Funcionamento *skip-cycle*.
Fonte: On Semiconductor (2014).

O controle é realizado através da comparação da tensão interna de 4V com a tensão de 0,5V quando há um sinal de realimentação optoacoplado no pino 4, sendo o controle realizado pela alteração da razão cíclica D , limitada a razão cíclica máxima do NCP1010 $D_{\max}=0,65$.

É possível notar na figura 35 um estágio CA-CC composto por um retificador monofásico com filtro capacitivo. O projeto do conversor *flyback* deste trabalho também inclui esse estágio em que o capacitor de entrada C_{in} é dimensionado em função da tensão mínima da rede (V_{Rmin}) e ondulação de tensão mínima do capacitor (V_{Cmin}) para garantir uma tensão constante na entrada do conversor *flyback*. A equação (33) apresenta o cálculo para obtenção do capacitor de entrada.

$$C_{in} = \frac{P_{in}}{f_R (V_{Rmin}^2 - V_{Cmin}^2)} \quad (33)$$

Na equação (33) observa-se que além da ondulação o capacitor depende da potência de entrada (P_{in}) e da frequência da rede (f_R), utilizando as especificações da tabela 5 tem-se que (C_{in}) vale:

$$C_{in} = \frac{2,057}{60(162^2 - 160,38^2)} = 65,649\mu F \quad (34)$$

O valor de capacitor comercial mais próximo do resultado calculado em (34) é de 68 μ F.

Considerando os valores da tabela 5 e uma razão cíclica máxima de 0,5 o valor da indutância do primário L_p no conversor *flyback* pode ser calculado aplicando a equação (24) discutida anteriormente:

$$L_p = \frac{0,5^2 \cdot 162}{2.100 \times 10^3 \times 20 \times 10^{-3} \cdot 0,444} = 22,781 \text{mH} \quad (35)$$

Os cálculos detalhados do projeto do transformador para o conversor *flyback* estão no apêndice A. O capacitor de saída C_{out} foi calculado através de (27).

$$C = \frac{20 \times 10^{-3} \cdot 0,444}{100 \times 10^3 \cdot 0,72} = 138,889 \text{nF} \quad (36)$$

Com o resultado de (36) foi selecionado um capacitor de 100nF para o capacitor de saída.

4.4 SIMULAÇÃO CONVERSOR *FLYBACK*

A simulação do conversor é uma etapa importante para garantia de que o circuito irá atender as especificações do projeto, evitando possível retrabalho com o protótipo. O *software* OrCAD Capture CIS versão 10.5.0.b001 foi utilizado para simulação do conversor *flyback*. O esquemático do circuito é apresentado na figura 39.

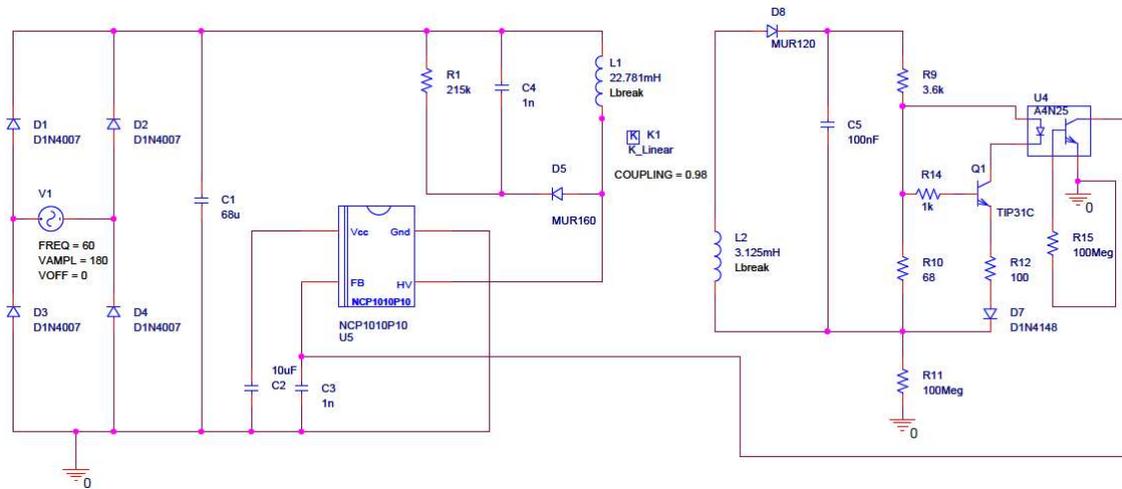


Figura 39 – Circuito simulado.

Para a simulação a matriz de LEDs foi modelada através de sua tensão média V_{out} e corrente média I_{out} de saída como uma carga resistiva R_L como apresenta a equação (37):

$$R_L = \frac{V_{out}}{I_{out}} = \frac{72V}{20mA} = 3,6k\Omega \quad (37)$$

O controle de corrente nos LEDs é realizado através de um resistor de referência R_{ref} em série com a carga resistiva R_L como apresenta a figura 40.

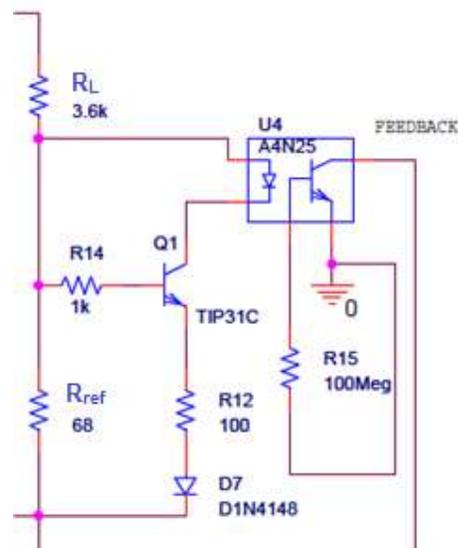


Figura 40 – Detalhe da malha de controle de corrente.

A tensão no resistor de referência da figura 40 é a soma da tensão direta do diodo de referência D1N4148 mais a tensão base emissor do transistor TIP31C, esse valor é de aproximadamente 1,3V. Quando a tensão no resistor de referência atinge esse valor, o transistor TIP31C opera como chave e transmite através do optoacoplador 4N25 um sinal de realimentação para o pino 4 do NCP1010, que efetua o controle da corrente de saída através da razão cíclica D. Seja a corrente de saída I_{out} projetada em 20mA, o valor de R_{ref} é dado por (38).

$$R_{ref} = \frac{1,3V}{20mA} = 65\Omega \quad (38)$$

O valor de R_{ref} escolhido para simulação foi 68Ω por ser o valor comercial mais próximo do calculado.

A energia armazenada na indutância de dispersão do transformador é removida por meio de um circuito de grampeamento passivo e dissipativo, representado por R1, D5 e C4. Toda energia acumulada na indutância de dispersão é transformada em calor no resistor R1, evitando a destruição do MOSFET por sobretensão durante o bloqueio. O fabricante sugere que um diodo rápido seja utilizado, a figura 41 apresenta o circuito de grampeamento.

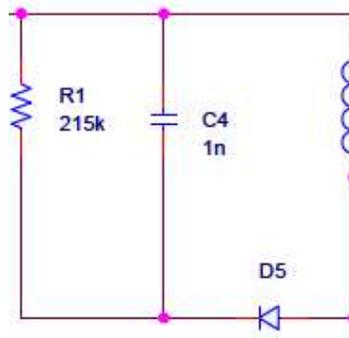


Figura 41 – Detalhe do circuito de grampeamento.

Os valores de R1 e C4 foram escolhidos experimentalmente.

A tensão média na saída do conversor é de 88,104V como apresenta a figura 42.

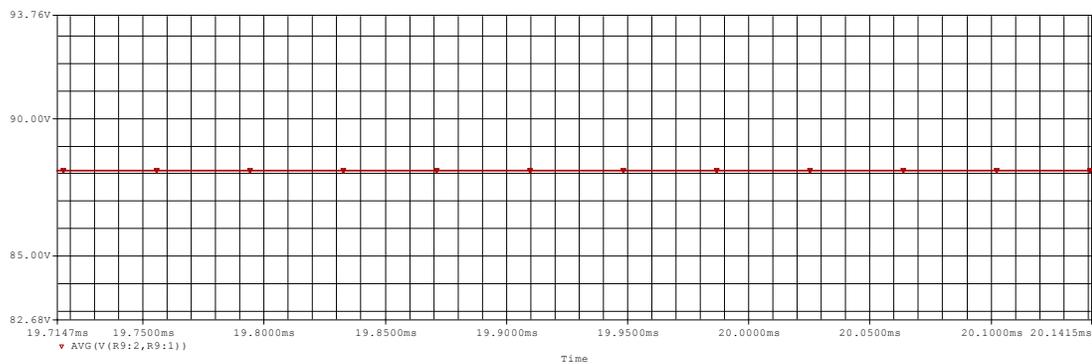


Figura 42 – Tensão na saída do conversor *flyback*.

A corrente média de saída do conversor *flyback* é de 22,471mA como apresenta a figura 43.

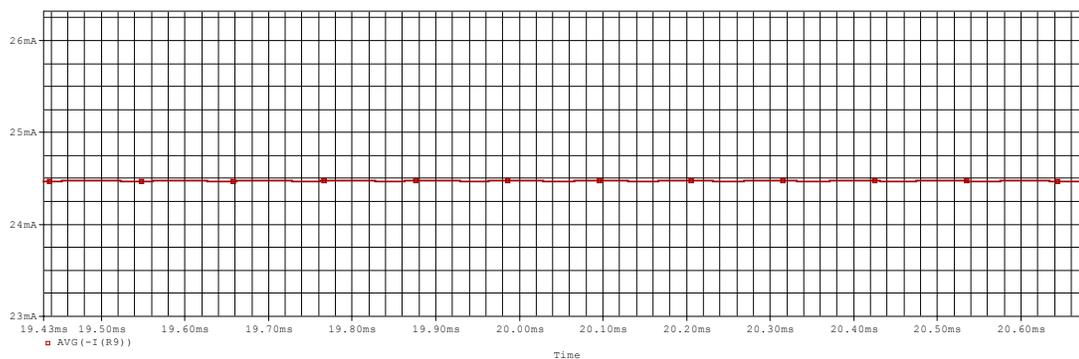


Figura 43 – Corrente na saída do conversor *flyback*.

A tensão média no capacitor de grampeamento é apresentada na figura 44 e é de 306,176V, sendo um capacitor de 400V escolhido para o circuito de grampeamento.

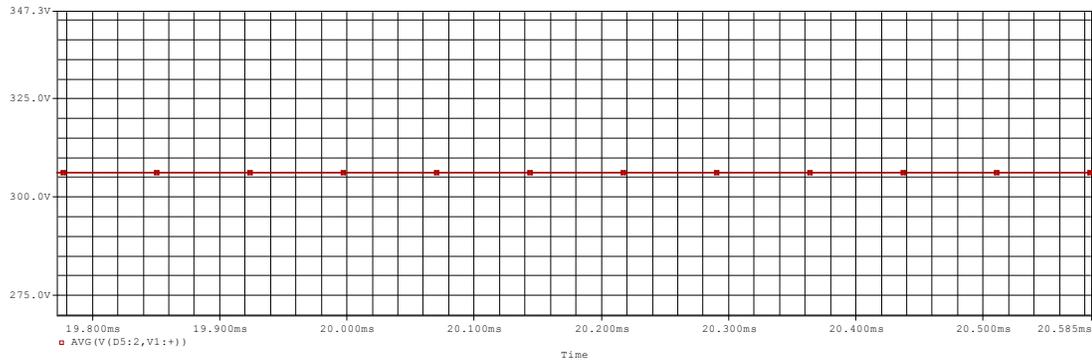


Figura 44 – Tensão no capacitor de grameamento.

A tensão máxima no dreno do MOSFET é de 501V e esta abaixo do valor máximo de tensão no dreno do MOSFET de 700V, ou seja, o circuito de grameamento proposto cumpriu sua função. A forma de onda da tensão entre dreno e fonte no MOSFET é apresentada pela figura 45.

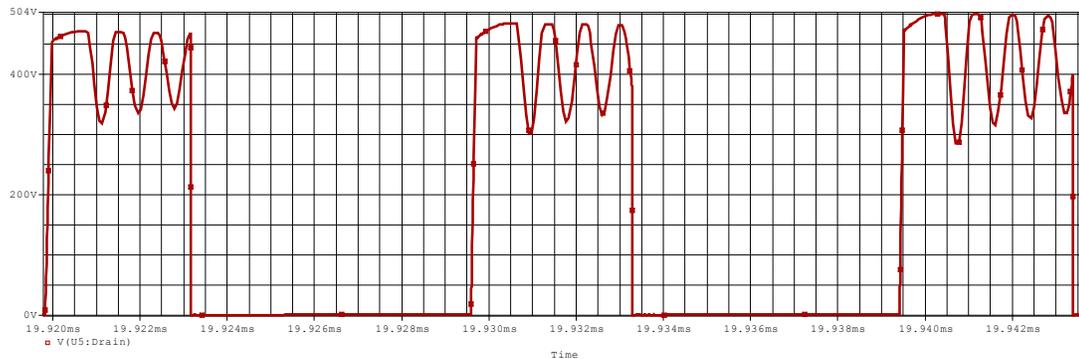


Figura 45 – Tensão entre dreno e fonte do MOSFET.

A tensão média no capacitor do filtro capacitivo C1 do retificador monofásico de onda completa é de 177,411V, a forma de onda é apresentada na figura 46.

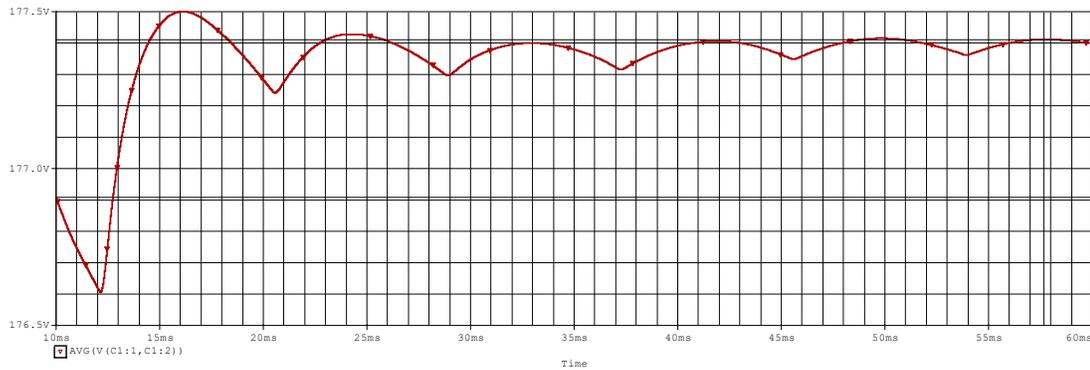


Figura 46 – Tensão na entrada do conversor *flyback*.

4.5 RESULTADOS EXPERIMENTAIS

Com o modelo validado em simulação os componentes foram selecionados e a placa de circuito impresso com o circuito do conversor *flyback* elaborada com o auxílio do *software* Eagle 6.1.0.

Tabela 6 – Lista dos componentes utilizados

Componentes	Modelo
Diodos ponte retificadora (D1-D4)	1N4007
Capacitor de entrada (C1)	68 μ F/250V
Capacitor de alimentação do NCP1010 (C2)	10 μ F/25V
Capacitor de realimentação do NCP1010 (C3)	1nF
Capacitor do circuito de grampeamento (C4)	1nF/400V
Capacitor de saída do <i>flyback</i> (C5)	100nf/100V
Diodo circuito de grampeamento (D5)	MUR160
Diodo conversor <i>flyback</i> (D6)	MUR160
Diodo de referência (D7)	1N4148
Resistor do circuito de grampeamento (R1)	215k Ω /1/2W
Resistor de referência de corrente (R7)	68 Ω /1/4W
Resistor da base do transistor (R6)	1k Ω /1/4W
Resistor de impedância base optocoplador (R3)	10M Ω
Resistor de referência transistor (R4)	100 Ω /1/4W
Circuito integrado de controle	NCP1010
Optocoplador	4N25

O projeto da placa com a posição física dos componentes, ilhas e trilhas é apresentado na figura 47 com as dimensões da placa em milímetros.

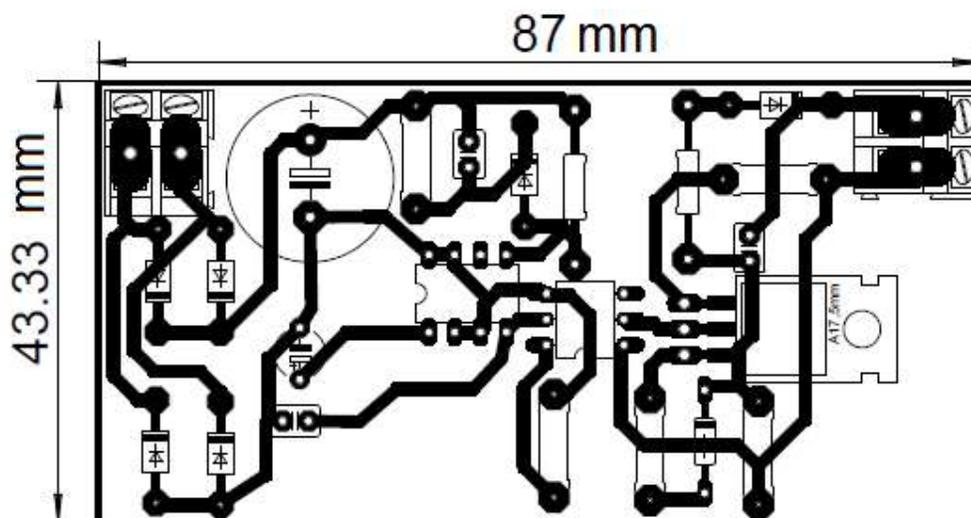


Figura 47 – Projeto da placa do conversor *flyback*.

A placa com todos os componentes soldados é apresentada na figura 48.



Figura 48 – Conversor *flyback* em placa de circuito impresso.

O teste experimental da placa foi realizado utilizando uma fonte AC ajustável, a tensão de entrada foi ajustada gradativamente até atingir o valor da

rede, então as formas de onda foram adquiridas com um osciloscópio Tektronix DPO 3014 e ponteiros com isolação como apresenta a figura 49.

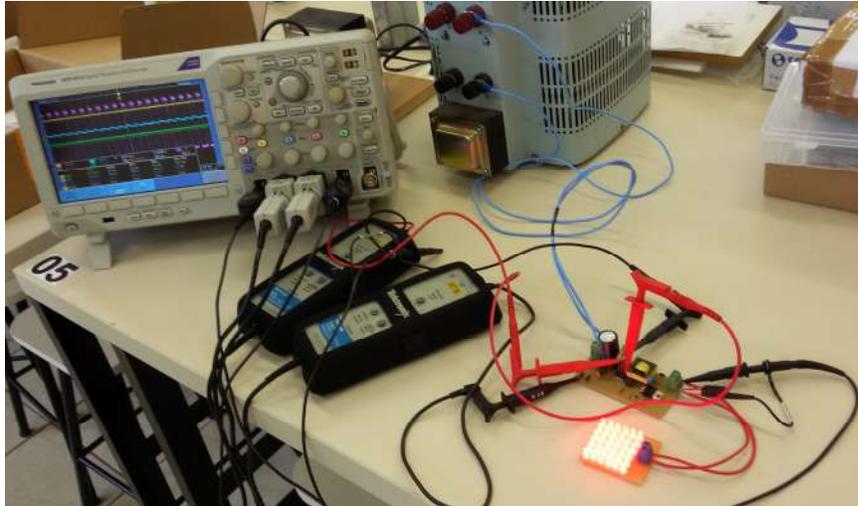


Figura 49 – Teste experimental da placa.

A tensão média de saída do conversor é de 72,05V e a sua forma de onda é apresentada na figura 50.

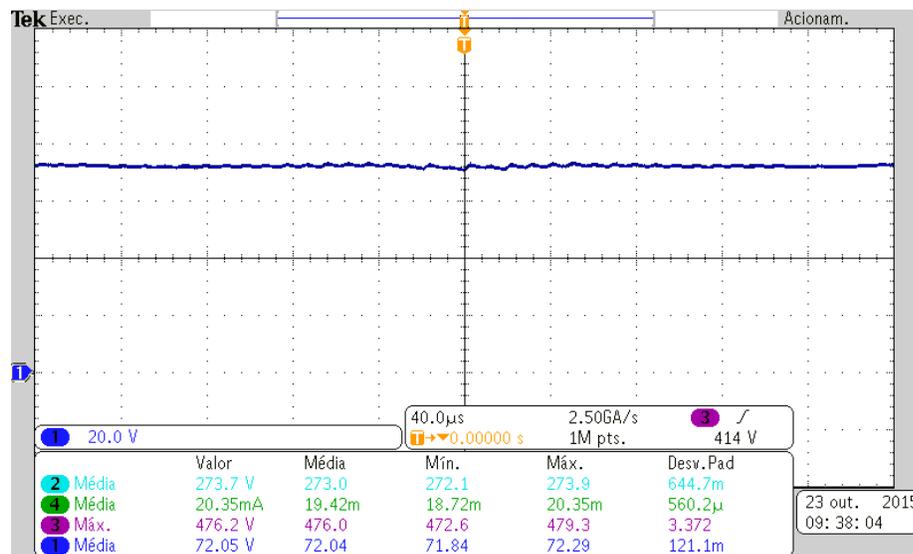


Figura 50 – Tensão média de saída do conversor.

A corrente média na saída do conversor é de 19,79mA e a sua forma de onda é apresentada na figura 51.

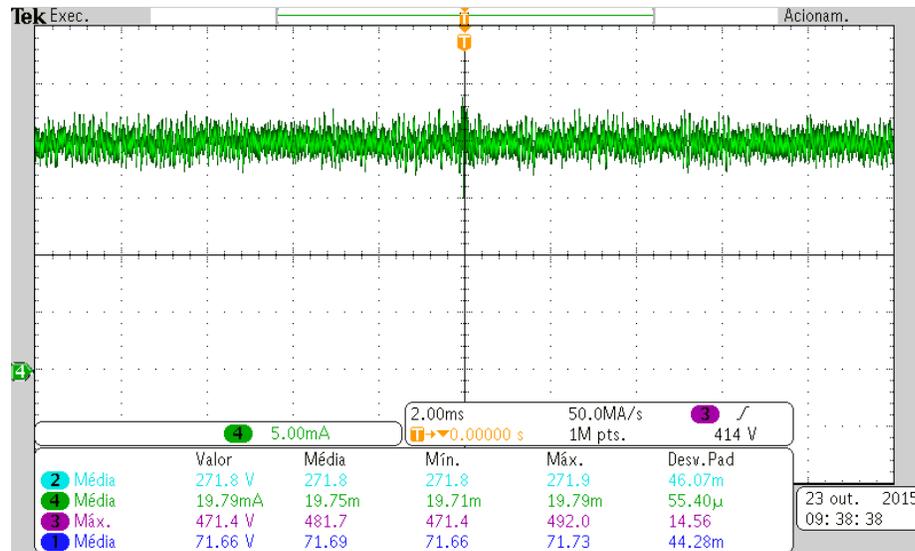


Figura 51 – Corrente média de saída do conversor.

A tensão média no capacitor de grameamento é de 271,2V e a sua forma de onda é apresentada na figura 52.

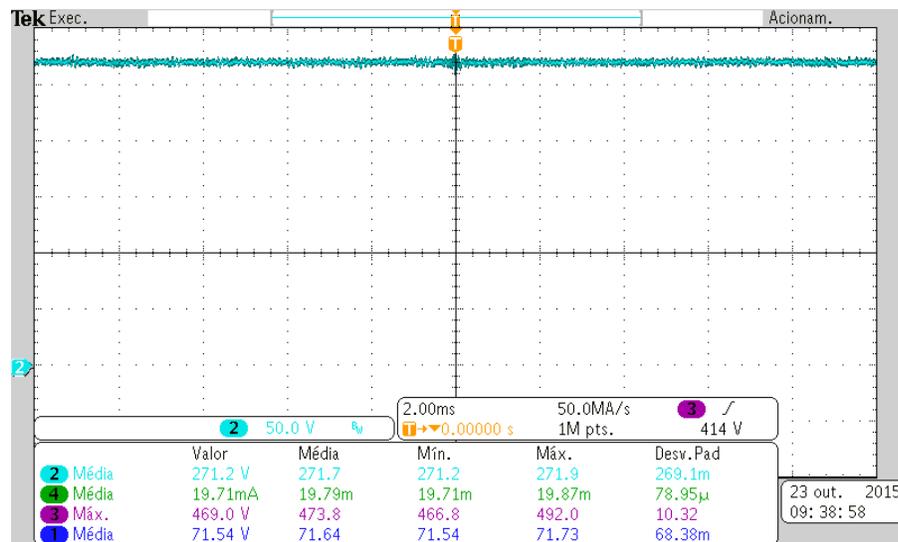


Figura 52 – Tensão média no capacitor de grameamento.

A tensão máxima entre dreno e fonte do MOSFET do NCP1010 é de 492V, como apresenta a figura 53.

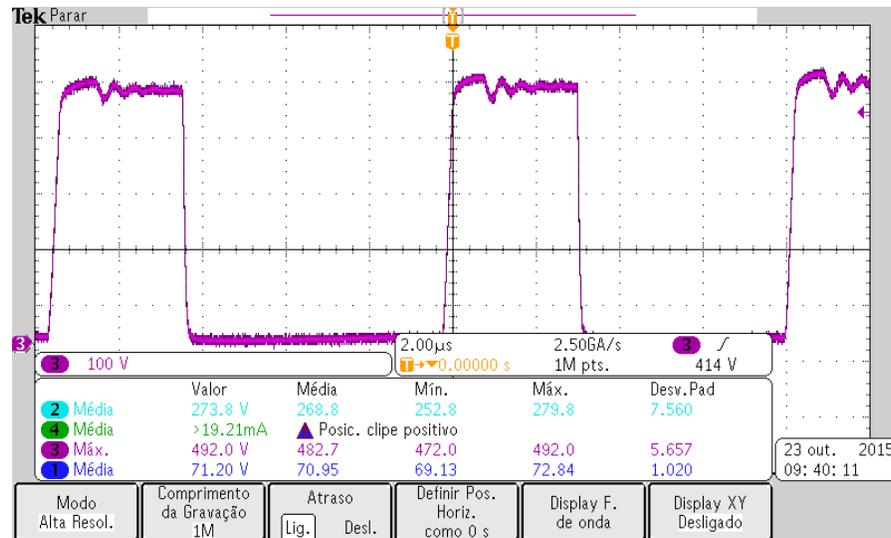


Figura 53 - Tensão entre dreno e fonte do MOSFET.

A tensão média de entrada retificada é de 184,6V e a forma de onda é apresentada na figura 54.

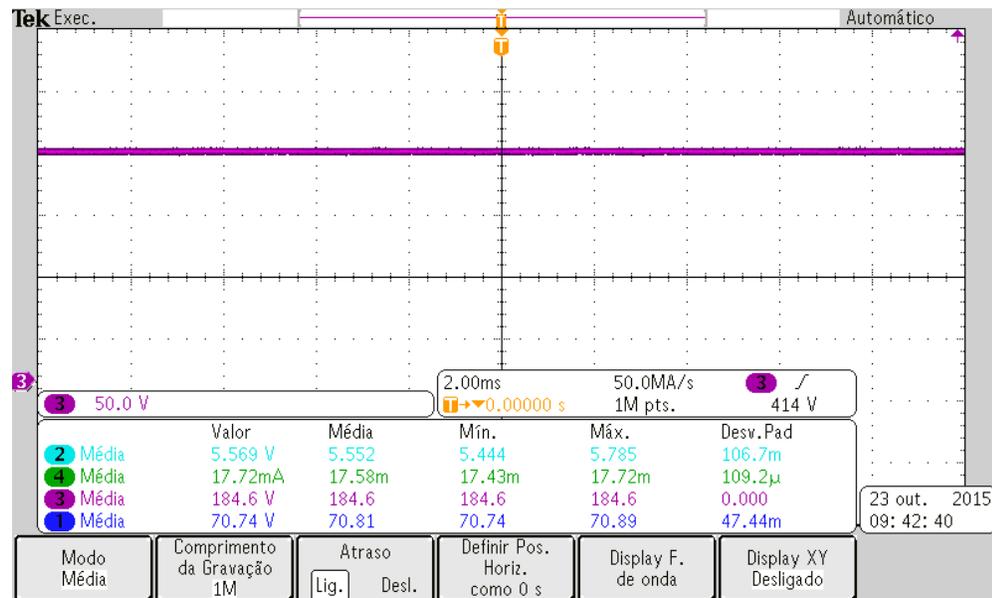


Figura 54 – Tensão de Entrada Retificada.

4.6 ANÁLISE DOS RESULTADOS

A tabela 7 é uma tabela comparativa entre os valores projetados, simulados e experimentais.

Tabela 7 – Comparação entre valores projetados, simulados e experimentais

Especificação	Ondulação	Projetado	Simulado	Experimental
Tensão média de saída (V_{out})	1%	72 V	88,104 V	72,05 V
Corrente média de saída (I_{out})	10%	20 mA	22,471 mA	19,79 mA
Tensão média capacitor Grampeamento	-	Até 400 V	306,176V	271,2 V
Tensão máxima no dreno do MOSFET	-	Até 700 V	501 V	492 V
Tensão de pico de entrada (V_{PK})	1%	180 V	177,411 V	184,6 V

A simulação apresentou um desvio um pouco acima da ondulação dos valores projetados de tensão e corrente média de saída, porém experimentalmente os valores de tensão e corrente de saída permaneceram dentro da ondulação projetada. A simulação garantiu o funcionamento do circuito tornando a sua montagem muito mais simples com a previsão dos valores de tensão máxima no MOSFET e no circuito de grampeamento permitindo a escolha correta dos componentes.

5 CONCLUSÃO

O entendimento dos parâmetros da Fototerapia LED auxilia a todos os profissionais envolvidos na área da saúde, física ou eletrônica a conhecerem profundamente sobre a tecnologia LED.

Esse trabalho iniciou pela definição dos parâmetros físicos dos LEDs, sendo assim proposta uma matriz de LEDs de alto brilho ligados em série com potência adequada a Fototerapia LED de acordo com trabalhos já publicados na área de saúde.

O estudo de um conversor eletrônico com topologia *flyback* para fornecer a corrente adequada para os LEDs foi foco principal do estudo. O conversor *flyback* foi escolhido devido a atender as especificações elétricas da matriz de LED e ser largamente utilizado em baixa potência.

O conversor *flyback* é composto de um estágio CA-CC sem correção de fator de potência. O circuito de controle utilizou o CI NCP1010 que se mostrou uma solução integrada para um controle em malha fechada de corrente.

A simulação apresentou valores próximos dos especificados, sendo possível dimensionar os componentes para o protótipo. Experimentalmente os valores ficaram dentro do especificado no projeto.

O trabalho contribui com a proposta de uma topologia de conversor *flyback* para uma topologia de ligação de LEDs em série, sendo também uma proposta de metodologia de projeto.

REFERÊNCIAS

AGOSTINI JR, Eloi. **Estudo e implementação de uma estrutura para a alimentação de LEDs de potência com o controle da cor e da intensidade luminosa**. 2008. 134 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2008.

AVAGO TECHNOLOGIES. **HLMP-ELxx, HLMP-EHxx, HLMP-EDxx Precision Optical Performance AlInGaP II LED Lamps**. Data Sheet. Disponível em: <<http://www.avagotech.com/docs/AV02-0342EN>> Aceso em: 01 out. 2015.

BAGNATO, V. S. **Novas técnicas ópticas para área de saúde**. São Paulo: Livraria da Física, 2008.

BARBI, I.; **Eletrônica de Potência**. 3. ed. Florianópolis: Ed. do Autor, 2000.

BARBI, I.; **Projeto de Fontes Chaveadas**. Florianópolis: Ed. do Autor, 2000.

BROECK, H. V. D.; SAUERLÄNDER, G.; WENDT, M. **Power drive topologies and control schemes of LEDs**. Applied Power Electronics Conference and Exposition – APEC, p. 1319-1325, 2007.

CASSARLY, W. J. **High-Brightness LEDs**. Optics and Photonics News, v. 19, ed. 1, p. 18-23, jan. 2008.

CORAZZA, Adalberto V. **Fotobiomodulação comparativa entre o LASER e LEDs de baixa intensidade na angiogênese de feridas cutâneas de ratos**. 2005. 89 f. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) – Escola de Engenharia de São Carlos, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2005.

CORAZZA, A. V; JORGE, J.; KURACHI, C.; BAGNATO V. S. **Photobiomodulation on the angiogenesis of skin wounds in rats using different light sources**. Photomed Laser Sugery, v. 25, n. 2, p. 102-106, 2007.

EISBERG, R.; RESNICK, R. **Física Quântica: átomos, moléculas, sólidos, núcleos e partículas**. Rio de Janeiro: Elsevier, 1979.

FREITAS, Ana C. C. **Estudo Comparativo do Efeito das fototerapias LED e LASER de baixa intensidade no tratamento de mucosite oral em pacientes submetidos à quimioterapia**. 2012. 88 f. Dissertação (Mestrado em Materiais Dentários) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2012.

HALLIDAY, D.; RESNICK, R.; WALKER, J.. **Fundamentos de física**. 8. ed. v. 4. Rio de Janeiro: LTC, 2009.

KARU, T. I. **Photobiological Fundamentals of Low-Power Laser Therapy**. IEEE Journal of Quantum Electronics. n. 10, p. 1703-1717, 1987.

KARU, T. I. **Molecular Mechanisms of Therapeutic Effect of Low-Intensity Laser Radiation**. Lasers in the Life Sciences. New Jersey, p. 53-74, 1988.

KARU, T. I. **Is it time to consider photobiomodulation as a drug equivalent?** Photomedicine and Laser Surgery, v. 31, n. 5., p. 189-191, 2013.

KARU, T. I. **Cellular and Molecular Mechanisms of Photobiomodulation (Low Power Laser Therapy)**. IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics, v. 20, n. 2, 2014.

KELNER, **Laser de baixa intensidade no tratamento da mucosite oral induzida pela radioterapia: relato de casos clínicos**. Revista Brasileira de Cancerologia, v. 53, n. 1, p. 29-33, 2007.

LANG-BICUDO, L. EDUARDO, F. de P.; EDUARDO, C. de P.; ZECELL, D. M. **LED Phototherapy to Prevent Mucositis: A Case Report**. Photomed and Laser Surgery, v.26, n. 6, p. 609-613, 2008.

LOPES, L. A. **Dosimetria**. DMC Journal, v. 1, n.3, p. 16-17, 2007.

MARTINS, R. P. **Renderização em tempo real utilizando mapas de iluminação em alta precisão**. 2006. 99 f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós Graduação em Informática, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2006.

MINATEL, D. G.; ENWEMEKA, C. S.; FRANÇA, S. C.; FRADE, M. A. C. **Fototerapia (LEDs 660/890nm) no tratamento de úlceras de perna em pacientes diabéticos: estudo de caso.** Anais Brasileiros de Dermatologia, v. 84, n. 3, p. 279-83, 2009.

MOREIRA, Mauro C. **Utilização de conversores eletrônicos que alimentam LED's de alto brilho na aplicação em tecido humano e sua interação terapêutica.** 2009. 165 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) – Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, 2009.

MSPC – Informações Técnicas. Disponível em <<http://www.mspc.eng.br/tecdiv/ilum100.shtml>> Acesso em: 02 nov. 2015.

ON SEMICONDUCTOR. **NCP1010 Self-Supplied Monolithic Switcher for Low Standby Power Offline SMPS.** Data Sheet. Rev. 23. Set. 2014. Disponível em: <http://www.onsemi.com/pub_link/Collateral/NCP1010-D.PDF> Acesso em: 01 ago. 2015.

OSRAM. **Catálogo Geral OSRAM.** São Paulo, 2014.

PHILIPHS. **Catálogo Philips.** São Paulo, 2013.

PINTO, R. A. **Projeto e implementação de lâmpadas para iluminação de interiores empregando diodos emissores de luz (LEDS).** Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, 2008.

RODRIGUES, C. R. B. S.; ALMEIDA, P. S.; SOARES, G. M.; JORGE, J. M.; PINTO, D. P.; BRAGA, H. A. C. **Experimental characterization regarding two types of phosphor-converted white high-brightness LEDs: Low power and high power devices.** Brazilian Power Electronics Conference (COBEP), p. 734-740, 2011.

SEARS, F. W.; ZEMANSKY, M. W.; YOUNG, H. D.; FREEDMAN, R. A. **Física IV: ótica e física moderna / Young e Freedman.** 12. ed. São Paulo: Addison Wesley, 2009.

SCHUBERT, E. F. **Light-Emitting Diodes.** 2. ed. Cambridge: Cambridge University Press, 2006.

SILVA, J. M. N da; CARVALHO, J. P. de; JUNIOR, M de J. M. **Estudo morfométrico da terapia LED de baixa potência em tendinite de ratos.** Fisioterapia e Pesquisa, São Paulo, v.18, n.4, p. 365-70, out/dez. 2011.

SIQUEIRA, C. P. C. M.; TOGINHO FILHO, D. O.; LIMA, F. M. de; SILVA, F. P.; DURANTE; H.; DIAS, I. F. L.; DUARTE, J. L.; KASHIMOTO, R. K.; CASTRO, V. A. B. de. **Efeitos biológicos da luz: aplicação de terapia de baixa potência empregando LED's (Light Emitting Diode) na cicatrização da úlcera venosa: relato de caso.** Semina: Ciências Biológicas e da Saúde, v. 30, n. 1, p. 37-46, jan./jun. Londrina, 2009.

SMITH, K. C. **The Photobiological Basis of Low Level LASER Radiation Therapy.** Laser Therapy, v. 3, p. 19-25, 1991.

SMITH, K. C. **Laser (and LED) Therapy is Phototherapy.** Photomedicine and Laser Surgery, v. 23, n. 1, p. 78–80, 2005.

STERANKA, F. M.; BHAT, J.; COLLINS D.; COOK L.; CRAFTORD, M. G.; FLETCHER, R.; GARDNER, N.; GRILLOT, P.; GOETZ, W.; KEUPER, M.; KHARE, R.; KIM, A.; KRAMES, M.; HARBERS, G.; LUDOWISE, M.; MARTIN, P. S.; MISRA, M.; MUELLER, G.; MUELLER-MACH, R.; RUDAZ, S.; SHEN, Y. C.; STEIGERWALD, D.; STOCKMAN, S.; SUBRAMANYA, S.; TROTTIER, T.; WIERER, J. J. **High Power LEDs – Technology Status and Market Applications.** Physica Status Solidi, v. 194, n. 2, p. 380-388, 2002.

TIPLER, P. A.; MOSCA, G. **Física para cientistas e engenheiros: Física Moderna: mecânica quântica, relatividade e a estrutura da matéria.** 5. ed. v. 3. Rio de Janeiro: LTC, 2006.

VOLPATO, Luiz E. R. **Avaliação do uso do laser de baixa intensidade e do Light-Emitting Diode (LED) no comportamento de fibroblastos e na redução da incidência da mucosite bucal em crianças sob tratamento quimioterápico.** 2009. 138 f. Tese (Doutorado em Odontopediatria) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2009.

APÊNDICE A

PROJETO CONVERSOR *FLYBACK*

1) Especificações:

Tensão de Pico da rede:	$V_{pk} := 180V$
Frequência da rede:	$f_r := 60Hz$
Ondulação da tensão na rede:	$\Delta V_r \% := 10\%$
Ondulação da tensão no filtro capacitivo do retificador de entrada:	$\Delta V_C \% := 1\%$
Tensão média de saída:	$V_{out} := 72V$
Corrente média de saída:	$I_{out} := 20mA$
Corrente máxima da chave:	$I_{smax} := 100mA$
Frequência de comutação:	$f_s := 100kHz$
Ondulação de corrente de saída:	$\Delta I_{out} \% := 10\%$
Ondulação da Tensão no Capacitor de saída:	$\Delta V_{out} \% := 1\%$
Rendimento conversor:	$\eta := 0.7$

2) Cálculos Preliminares:

Potência de saída:	$P_{out} := V_{out} \cdot I_{out}$	$P_{out} = 1.44 W$
Potência de entrada:	$P_{in} := \frac{P_{out}}{\eta}$	$P_{in} = 2.057 W$
Tensão eficaz de entrada:	$V_{inefi} := \frac{V_{pk}}{\sqrt{2}}$	$V_{inefi} = 127.279 V$
Tensão mínima da rede com variação:	$V_{rmin} := V_{pk} - V_{pk} \cdot \Delta V_r \%$	$V_{rmin} = 162 V$
Tensão mínima no filtro capacitivo com variação da rede:	$V_{cmin} := V_{rmin} - V_{rmin} \cdot \Delta V_C \%$	$V_{cmin} = 160.38 V$
Capacitor de entrada:	$C_{in} := \frac{P_{in}}{f_r \cdot [(V_{rmin})^2 - V_{cmin}^2]}$	$C_{in} = 65.649 \cdot \mu F$

Razão cíclica máxima:	$D_{\max} := 0.5$	
Razão cíclica:	$D := D_{\max}$	$D = 0.5$
Resistencia de Carga:	$R_o := \frac{V_{\text{out}}^2}{P_{\text{out}}}$	$R_o = 3.6 \times 10^3 \Omega$
Corrente mínima no indutor para não entrar em modo de espera	$I_{\min} := I_{\max} \cdot 0.25$	$I_{\min} = 25 \cdot \text{mA}$
Ondulação de Tensão no Capacitor de saída:	$\Delta V := \Delta V_{\text{out}} \% \cdot V_{\text{out}}$	$\Delta V = 0.72 \text{ V}$
Ganho Q:	$Q_{\max} := \frac{V_{\text{out}}}{V_{\text{rmin}}}$	$Q_{\max} = 0.444$

3) Dimensionamento do Indutor:

Indutância Primário:	$L_p := \frac{D_{\max}^2 \cdot V_{\text{rmin}}}{2 \cdot f_s \cdot I_{\text{out}} \cdot Q_{\max}}$	$L_p = 22.781 \cdot \text{mH}$
Corrente de Pico no Indutor:	$I_{\text{pk}} := \frac{V_{\text{pk}} \cdot D}{f_s \cdot L_p}$	$I_{\text{pk}} = 39.506 \cdot \text{mA}$
Corrente Eficaz no Indutor:	$I_{\text{Lef}} := \frac{V_{\text{pk}}}{f_s \cdot L_p} \cdot \sqrt{\frac{D^3}{3}}$	$I_{\text{Lef}} = 16.128 \cdot \text{mA}$

4) Dimensionamento da chave:

Tensão Máxima:	$V_{S_{\max}} := V_{\text{pk}}$	$V_{S_{\max}} = 180 \text{ V}$
Corrente Máxima:	$I_{S_{\max}} := I_{\text{pk}}$	$I_{S_{\max}} = 39.506 \cdot \text{mA}$
Corrente eficaz na chave:	$I_{\text{sef}} := I_{\text{Lef}}$	$I_{\text{sef}} = 16.128 \cdot \text{mA}$

5) Dimensionamento do Capacitor de saída:

$$\text{Capacitor de saída:} \quad C_{out} := \frac{I_{out} \cdot D_{max}}{f_s \cdot \Delta V} \quad C_{out} = 138.889 \cdot nF$$

6) Relação de Transformação:

$$\text{Relação de transformação:} \quad n := \frac{1.2 \cdot D_{max}}{(1 - D_{max})Q_{max}} \quad n = 2.7$$

$$\text{Corrente Eficaz no Secundário:} \quad I_{secef} := 35.32 \cdot mA$$

7) Projeto do Indutor

$$\text{Campo } B_{max}: \quad B_{max} := 0.1T$$

$$\text{Densidade de corrente} \quad J_{max} := 200 \cdot \frac{A}{cm^2}$$

$$\text{Fator de utilização da janela do núcleo:} \quad K_w := 0.7$$

$$\text{Fator de ocupação do enrolamento primário:} \quad K_p := 0.5$$

$$\text{Permeabilidade} \quad \mu_0 := 4\pi \cdot 10^{-7} \frac{H}{m}$$

a) Cálculo do produto das áreas

$$A_e A_w := \frac{P_{out}}{K_p \cdot K_w \cdot J_{max} \cdot f_s \cdot B_{max}} \quad A_e A_w = 0.021 \cdot cm^4$$

Núcleo Utilizado: E-20

$$A_e := 0.312 cm^2 \quad A_w := 0.26 cm^2$$

b) Número de espiras

$$N_p := \text{ceil} \left(L_p \cdot \frac{I_{pk}}{B_{max} \cdot A_e} \right) \quad N_p = 289$$

$$N_{sec} := \text{ceil} \left(\frac{N_p}{n} \right) \quad N_{sec} = 108$$

c) Cálculo do entreferro

$$L_g := \frac{(N_p^2 \cdot \mu_0 \cdot A_e)}{L_p}$$

$$L_g = 0.014 \cdot \text{cm}$$

d) Cálculo da bitola do fio

$$S_{fio\text{necessario}} := \frac{I_{sef}}{J_{max}}$$

$$S_{fio\text{necessario}} = 8.064 \times 10^{-5} \cdot \text{cm}^2$$

$$\text{Diam} := \frac{(2 \cdot 7.5) \cdot \sqrt{\text{Hz} \cdot \text{cm}}}{\sqrt{f_s}}$$

$$\text{Diam} = 0.047 \cdot \text{cm}$$

e) Área do fio utilizado

Fio 35 AWG

$$S_{fioisol} := 0.000243 \text{cm}^2$$

$$S_{fio} := 0.00160 \text{cm}^2$$

f) Número de condutores

$$N_{fp} := \text{ceil}\left(\frac{S_{fio\text{necessario}}}{S_{fio}}\right)$$

$$N_{fp} = 1 \quad (\text{um fio})$$

g) Possibilidade de Execução

$$\text{Exec} := \frac{(N_p + N_{sec}) \cdot S_{fioisol}}{A_w \cdot K_w}$$

$$\text{Exec} = 0.53$$

h) Cálculo das Perdas no Cobre

$$\rho_{fio} := 0.014422 \frac{\Omega}{\text{cm}}$$

$$l_{spira} := 3.8 \text{cm}$$

$$R_{cobreprim} := \rho_{fio} \cdot l_{spira} \cdot (N_p)$$

$$R_{cobreprim} = 15.838 \Omega$$

$$R_{cobresec} := \rho_{fio} \cdot l_{spira} \cdot (N_{sec})$$

$$R_{cobresec} = 5.919 \Omega$$

$$P_{prim} := R_{cobreprim} \cdot I_{Lef}^2$$

$$P_{prim} = 4.12 \times 10^{-3} \text{W}$$

$$P_{sec} := R_{cobresec} \cdot I_{secef}^2$$

$$P_{sec} = 7.384 \times 10^{-3} \text{W}$$

$$P_{cobre} := P_{prim} + P_{sec}$$

$$P_{cobre} = 0.012 \text{W}$$

i) Cálculo das Perdas Magnéticas

$$K_h := 4 \cdot 10^{-5} \cdot s$$

$$K_f := 4 \cdot 10^{-10} s^2$$

$$V_e := 1.34 \text{ cm}^3$$

$$P_{\text{mag}} := \left(\frac{B_{\text{max}}}{T} \right)^{2.4} \cdot (K_h \cdot f_s + K_f \cdot f_s^2) \cdot V_e \cdot \frac{W}{\text{cm}^3}$$

$$P_{\text{mag}} = 0.043 \text{ W}$$

j) Perdas Totais

$$P_t := P_{\text{cobre}} + P_{\text{mag}}$$

$$P_t = 54.181 \cdot \text{mW}$$