

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA MARIA  
CENTRO DE TECNOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA**

**UTILIZAÇÃO DE CONVERSORES ELETRÔNICOS  
QUE ALIMENTAM LEDS DE ALTO BRILHO NA  
APLICAÇÃO EM TECIDO HUMANO E SUA  
INTERAÇÃO TERAPÊUTICA**

**TESE DE DOUTORADO**

**Mauro Ceretta Moreira**

**Santa Maria, RS, Brasil**

**2009**

**UTILIZAÇÃO DE CONVERSORES ELETRÔNICOS QUE  
ALIMENTAM LEDS DE ALTO BRILHO NA APLICAÇÃO EM  
TECIDO HUMANO E SUA INTERAÇÃO TERAPÊUTICA**

**por**

**Mauro Ceretta Moreira**

Tese apresentada ao Curso de Doutorado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Área de Concentração em Processamento de Energia: Sistemas de Iluminação, da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM-RS), como requisito parcial para obtenção do grau de **Doutor em Engenharia Elétrica.**

**Orientador: Prof. Dr. Ricardo Nederson do Prado**

**Santa Maria, RS, Brasil**

**2009**

---

© 2009

Todos os direitos autorais reservados a Mauro Ceretta Moreira. A reprodução de partes ou do todo deste trabalho só poderá ser feita com autorização por escrito do autor.

Endereço: Rua Uruguai, nº 890-D, Bairro Jardim Itália, Chapecó-SC, CEP: 89.802-501

Fone (0xx) 49 3328-9897. End. Eletr: [mcmoreira@ifsc.edu.br](mailto:mcmoreira@ifsc.edu.br), [mmoreira@mail.ufsm.br](mailto:mmoreira@mail.ufsm.br)

---

**Universidade Federal de Santa Maria  
Centro de Tecnologia  
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica**

A Comissão Examinadora, abaixo assinada,  
aprova a Tese de Doutorado

**UTILIZAÇÃO DE CONVERSORES ELETRÔNICOS QUE  
ALIMENTAM LEDS DE ALTO BRILHO NA APLICAÇÃO EM TECIDO  
HUMANO E SUA INTERAÇÃO TERAPÊUTICA**

elaborada por  
**Mauro Ceretta Moreira**

como requisito parcial para obtenção do grau de  
**Doutor em Engenharia Elétrica**

**COMISSÃO EXAMINADORA:**

---

**Ricardo Nederson do Prado, Dr. (UFSM)**  
(Presidente/Orientador)

---

**Alexandre Campos, Dr. (UFSM)**  
(Co-Orientador)

---

**Alexandre Henrique Susin, Dr. (UFSM)**

---

**Fernando Luiz Marcelo Antunes, Dr. (UFC)**

---

**Marco Antônio Dalla Costa, Dr. (UCS)**

---

**Álysson Raniere Seidel, Dr. (UFSM)**

Santa Maria, 31 de agosto de 2009.

*Quando o homem se convence que sua mentalidade é uma porção de mente infinita, experimenta, com a manifestação da vida inteligente, um sentido de unidade tão maravilhoso que, libertando-se da dúvida e do preconceito goza de plena liberdade mental. Compreende, então, que para o vôo do seu espírito não há alturas nem depressões intransponíveis. É gerador e regenerador de si próprio e sente-se bafejado pelo hálito puro da consciência universal, que lhe transmite o poder de irmanar-se a Deus.*

*(THOMAS BROWN)*

*À Deus,  
O Grande Construtor dos Mundos,  
que sem a Tua luz não chegaria  
ao fim desta desafiante caminhada.*

*A minha amada esposa Rose,  
pelo teu grande amor e companheirismo.  
Aos meus filhos Gabriel e Rafael,  
presentes divinos.  
Vocês é a razão do meu viver!  
À D<sup>a</sup> Ivone que nos acompanha há treze anos,  
pela sua dedicação e amor à minha família!*

*Aos meus pais Floriano e Edi:  
Não tenho palavras para enaltecer  
Pais tão maravilhosos.  
Obrigado por tudo!*

*Aos meus queridos irmãos,  
Laura, Eduardo e Isac:  
Obrigado por toda a força e carinho!*

## AGRADECIMENTOS

Ao Professor Ricardo Nederson do Prado, orientador, colega e grande amigo de longa jornada, por acreditar em minha capacidade desde o mestrado e estar ao meu lado nesse grande desafio.

Ao Professor Alexandre Campos, meu co-orientador neste trabalho, que sempre esteve presente para discutir novas idéias com muita dedicação, incentivo e amizade.

Aos professores da Pós-Graduação que nunca pouparam esforços para transmitir seus conhecimentos.

Ao funcionário do NUPEDEE Luiz Fernando Guarenti Martins grande amigo e colega de longa data.

Á Cleonice Oliveira, secretária da PPGEE e ao Carlo, pela dedicação e responsabilidade sempre dispensadas.

Aos colegas engenheiros do GEDRE Prof. Dr. Tiago Bandeira Marchesan, Prof. Dr. Murilo Cervi, Me. Rafael Eduardo da Costa, Prof. Me. Rafael Adaime Pinto, Douglas Pappis, Prof. Me. Marcelo Freitas da Silva, Prof. Me. Fábio Luís Tomm, Prof. Me. Alessandro André Mainardi de Oliveira pela parceria durante esta jornada, ao graduando Jonas Ritter Pause pela sua incansável ajuda em padronizar as figuras da Tese e a todos os demais Gedrianos que sempre estiveram prontos para auxiliar nas questões técnicas e, pela amizade, fazendo com que a cada retorno ao GEDRE me sentisse em casa, com muita alegria, para dar continuidade ao trabalho.

Ao GEDRE que se aproxima dos 12 anos de existência, por percorrer nas trilhas da pesquisa mundial como um grupo forte, coeso, criativo e reconhecido.

Ao GMICRO por ceder um dos seus laboratórios para que se realizassem algumas aquisições.

Ao ex-aluno Ademir André Kesterke, técnico em Eletroeletrônica, do IFSC - Campus Chapecó por toda a força e incansável persistência em estar sempre pronto a ajudar e a confeccionar os protótipos com tamanha qualidade e inteligência. Sou-lhe muito grato.

Ao técnico em Eletrotécnica Edegar dos Reis Carvalho do IFSC - Campus Chapecó por sua presteza e dedicação e por sempre auxiliar-me na montagem dos arranjos dos LEDs.

Ao técnico em Eletrônica Eugênio E. Fabris do IFSC - Campus Chapecó por seu apoio.

Aos colegas professores do IFSC - Campus Chapecó, Prof. Dr. Joni Coser pelo apoio em um dos artigos, ao Prof. Dr. Rafael S. Pippi pelo apoio nas medições na UFSM (GMICRO) e no IFSC, ao Prof. Me. Juan Pablo Balestero pelo auxílio nas aferições realizadas no IFSC, e a Prof. Me. Maro Jinbo pelo incentivo e a todos os demais técnicos e professores do Instituto.

Ao Diretor Geral do Campus Chapecó Prof. Esp. Juarez Pontes e a Reitora Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Consuelo Aparecida Sielski Santos por acreditarem no meu trabalho.

Ao Hospital Regional do Oeste e ao médico Sr. Carlos Henrique Mendonça por todo o suporte e oportunidade em realizar as pesquisas no hospital e na clínica médica.

Meus agradecimentos sinceros à banca do exame de qualificação e da defesa final de Tese, por suas valiosas contribuições na complementação deste trabalho, sou-lhes muito grato!

À Universidade Federal de Santa Maria onde realizei meu mestrado e doutorado.

À CAPES por ter propiciado a bolsa de doutorado nos dois primeiros anos.

## **RESUMO**

Tese de Doutorado  
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica  
Universidade Federal de Santa Maria

### **UTILIZAÇÃO DE CONVERSORES ELETRÔNICOS QUE ALIMENTAM LEDS DE ALTO BRILHO NA APLICAÇÃO EM TECIDO HUMANO E SUA INTERAÇÃO TERAPÊUTICA**

AUTOR: MAURO CERETTA MOREIRA

ORIENTADOR: RICARDO NEDERSON DO PRADO

Data e Local da Defesa: Santa Maria-RS, 31 de agosto de 2009.

Este trabalho apresenta um estudo sobre a aplicação de LEDs (Light Emitting Diode) de alto brilho aplicados a tratamentos de saúde alimentados por conversores eletrônicos propostos, com o objetivo de analisar os resultados da aplicação da luz emitida pelos LEDs sobre o tecido humano. Ao longo do trabalho, é apresentado um estudo comparativo entre o LED e o LASER e suas ações sobre os tecidos humanos. Também, é realizado um estudo sobre a influência da frequência, da razão cíclica e da potência irradiada sobre o comprimento de onda da luz emitida pelos LEDs. A abordagem dos efeitos da cor azul e vermelha emitida por LEDs de alto brilho no tecido humano é feita de forma consistente avaliando-se a interação terapêutica sob o tecido. É também apresentado um estudo sobre conversores eletrônicos que podem alimentar LEDs elencando suas características, vantagens e desvantagens. Através deste estudo é proposto o desenvolvimento de quatro conversores eletrônicos para alimentarem os arranjos de LEDs desenvolvidos. A aplicação desses arranjos obtém êxito na terapia, apresentando excelentes resultados nos pacientes que se submeteram a LEDterapia.

Palavras-chaves: LEDs, Tratamentos de Saúde, Tecidos Humanos, Conversores Eletrônicos, Comprimento de Onda.

**ABSTRACT**

Doctoral Thesis  
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica  
Universidade Federal de Santa Maria, RS, Brasil

**USE OF ELECTRONIC CONVERTERS TO SUPPLY OF HIGH BRIGHTNESS LEDS WITH APPLICATION IN HUMAN TISSUE AND THEIR INTERACTION THERAPY**

AUTHOR: MAURO CERETTA MOREIRA  
ADVISOR: RICARDO NEDERSON DO PRADO  
Place and Date: Santa Maria, august 31, 2009.

This paper presents a study on the application of high-brightness LED (Light Emitting Diode) to health care. The LEDs are supplied by electronic converters, proposed in order to analyze the light emitted by the LEDs and their interaction with human tissues. Throughout the work, a comparative study between the LED and LASER and their actions on human tissue is presented. Also, a study on the influence of frequency, duty cycle and the radiated power on the wavelength of light emitted by LEDs was conducted. The assesment of the effects of blue and red light emitted by high-brightness LEDs in real cases made the conclusions consistent and promising. The research work also comprises a extensive revision on electronic converters that can supply the LEDs, listing their features, advantages and disadvantages. In this study, the development of four electronic converters to supply the arrangements of LEDs is developed. The implementation of these arrangements has demonstrated to be successful, with excellent results in patients who underwent the LED therapy using the proposed converters.

Keywords: LEDs, Health Treatments, Human Tissues, Electronic Converters, Wavelength.

**LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

ADP	Adenosina Difosfato
ATP	Adenosina Tri-Fosfato
CC	Corrente Contínua
DE	Densidade de Energia ou fluência de energia
DNA/RNA	Deoxyribose Nucleic Acid / Ribonucleic Acid
DP	Densidade de Potência
FDA	Food and Drug Administration
HB-LED	High Brightness - Ligh Emitting Diode
HPV	Human Papiloma Virus
LASER	Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
LBP	Laser de Baixa de Potência
LED	Ligh Emitting Diode
NIST	National Institute of Standars and Technology
OLEDs	Organic Light Emitting Diode
PDT	Photodynamic Therapy
PEDOT-PES	Ácido Poliestirenosulfônico
PWM	Pulse Width Modulation
RCC	Redução da Corrente Contínua
RGB	Red, Green and Blue
SLD	Superluminescent Diode
THD	Taxa de Distorção Harmônica
TFD	Terapia Fotodinâmica
UV	Ultra Violeta

## LISTA DE SÍMBOLOS

$\eta$	Rendimento
$\Delta B$	Máxima excursão do fluxo magnético
$\Delta I$	Varição da corrente
$\Delta V_{co}$	Ondulação de tensão na saída
$\Delta I_{Lo}$	Ondulação de corrente no indutor
$\omega$	Frequência de corte em rad/s
$\tau$	Tempo característico de difusão térmica
$\alpha^{-1}$	Comprimento de absorção
$\theta_r$	Ângulo de refração
$\theta_i$	Ângulo de incidência
$\lambda$	Comprimento de onda
$\Delta t$	Tempo de condução
$A$	Área
$A^*$	Dimensão do volume secundário
$A_e$	Área transversal do núcleo
$A_w$	Área da janela do núcleo
$A_L$	Secção do feixe laser no tecido
$a$	Relação do número de espiras
$B$	Temperatura da fonte de calor
$c$	Velocidade da luz no vácuo
$C$	Capacitor
$C_1$	Capacitância de $C_1$
$C_2$	Capacitância de $C_2$

$C_{in1}$	Capacitor de entrada 1
$C_B$	Capacitor de barramento
$C_{out}$	Capacitor de saída
$C_o$	Capacitor de saída
$C_6$	Capacitância de $C_6$
$C_{R1}$	Diodo de saída
$D$	Difusibilidade térmica
$D$	Razão cíclica
$D_1$	Diodo
$D_{1,2,3 \text{ e } 4}$	Diodos da ponte retificadora
$D_{5,8}$	Diodo $D_{5,8}$
$D_{max}$	Razão cíclica máxima
$D_e$	Densidade de energia
$E$	Energia
$f$	Frequência da rede de alimentação
$f_s$	Frequência de comutação
$f_r$	Frequência ressonante
$hc$	Ligação química
$h\nu$	Energia de ligação
$I_{ef}$	Corrente eficaz
$i_i$	Corrente no primário do transformador
$I_{in}$	Corrente de entrada
$I_S(D)$	Corrente sobre o interruptor
$I_D(D)$	Corrente no diodo
$I_{D1}$	Corrente no diodo 1

$I_{L1}$	Corrente no indutor 1
$I_{L2}$	Corrente no indutor 2
$I_{Dméd}$	Corrente média no diodo
$I_{Dmédmáx}$	Corrente média máxima no diodo
$I_{méd}$	Corrente média
$I_o$	Corrente de saída
$I_{pk}$	Corrente de pico
$I_{S1}$	Corrente no interruptor $S_1$
$I_{ref}$	Corrente de referência
$I_{1máx}$	Corrente máxima no primário do transformador
$I_p$	Corrente no primário do transformador
J	Densidade de corrente
K	Constante
Kp	Fator de utilização do primário
Kw	Área da janela do núcleo magnético
L	Indutância
$L_{1,P}$	Indutância do primário
$L_{2,S}$	Indutância do secundário
$L_P$	Indutância primária
$L_{PRI}$	Indutância do primário do transformador
$L_{SEC}$	Indutância do secundário do transformador
$L_D$	Comprimento característico de difusão de calor
N	Índice de refração absoluto
$N_1$	Índice de refração absoluto do meio de origem

$N_2$	Índice de refração absoluto do meio de destino
$N_1$	Número de espiras no primário do transformador
$N_2$	Número de espiras no secundário do transformador
$N_P$	Número de espiras no primário do transformador
$N_S$	Número de espiras no secundário do transformador
$P_m$	Potência média
$P_{in}$	Potência de entrada
$P_o$	Potência de saída
$P_{out}$	Potência de saída
$Q_1$	Interruptor
$Q_{ext}$	Eficácia quântica externa
$Q_{int}$	Eficácia quântica interna
$r$	Atenuação de temperatura
$R_s$	Resistência de saída
$R_o$	Resistência de carga
$R_{1,3,4,5}$	Resistores $R_{1,3,4,5}$
$T$	Período
$T$	Interruptor
$t$	Tempo
$t_{s1}$	Tempo de condução do interruptor 1
$v$	Velocidade de propagação da luz no meio
$V_D$	Queda de tensão no diodo
$V_s$	Tensão de saída
$V_a$	Tensão no lado primário
$V_b$	Tensão no lado secundário

$V_{ce}$	Tensão coletor emissor
$V_{C1}$	Tensão no capacitor $C_1$
$V_{Dpk}$	Tensão de pico sobre o diodo
$V_{S1}$	Tensão sobre o interruptor 1
$V_{S2}$	Tensão sobre o interruptor 2
$V_{in}$	Tensão da rede de alimentação
$V_{M1}$	Tensão sobre o interruptor 1
$V_{M2}$	Tensão sobre o interruptor 2
$V_1$	Tensão de entrada
$V_{mín}$	Tensão mínima no capacitor
$V_{pk}$	Valor de pico da tensão de entrada
$V_{pkmín}$	Tensão mínima de pico no capacitor
$V_{pkmáx}$	Tensão máxima de pico no capacitor
$V_{out}$	Tensão de saída
$V_o$	Tensão de saída
$V_p$	Estimativa simples de volume
$V_{ref}$	Tensão de referência
$W_{in}$	Energia de entrada

## SUMÁRIO

---

RESUMO .....	xii
ABSTRACT .....	xiii
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	xiv
LISTA DE SÍMBOLOS .....	xv
SUMÁRIO .....	xx
INTRODUÇÃO .....	1

### Capítulo 1

<b>APLICAÇÃO DE LEDs E LASERs.....</b>	<b>4</b>
<b>1.1 Introdução.....</b>	<b>4</b>
<b>1.2 Definição de LED.....</b>	<b>6</b>
<b>1.3 Energia liberado por LEDs.....</b>	<b>10</b>
1.3.1 Eficácia quântica interna (QS).....	10
1.3.2 Eficácia quântica externa ( $Q_{ext}$ ).....	11
<b>1.4 Materiais utilizados nos LEDs.....</b>	<b>11</b>
<b>1.5 Padrões fotométricos do diodo emissor de luz (LED).....</b>	<b>12</b>
1.5.1 Sólido de cor.....	14
<b>1.6 Ação dos LEDs no tecido humano.....</b>	<b>15</b>
1.6.1 Interação da luz com os tecidos biológicos.....	16
1.6.2 Reflexão.....	16
1.6.3 Refração.....	17
1.6.4 Dispersão.....	18

1.6.5 Profundidade de penetração da luz em corpos.....	19
1.6.6 Dosimetria.....	20
1.6.7 Densidade de energia.....	20
1.6.8 Mecanismos térmicos.....	21
1.6.9 Mecanismos mecânicos.....	22
1.6.10 Mecanismos fotoablativos e fotoquímicos.....	23
<b>1.7 OLEDs.....</b>	<b>25</b>
1.7.1 Transistores orgânicos.....	26
<b>1.8 LASER.....</b>	<b>27</b>
1.8.1 Laser de Baixa Potência.....	28
1.8.2 Irradiância e Fluência.....	29
<b>1.9 Diferenças entre o LED e o Laser.....</b>	<b>31</b>
<b>1.10 Fotobioestimulação.....</b>	<b>34</b>
<b>1.11 LASERs e LEDs na recuperação tecidual.....</b>	<b>35</b>
<b>1.12 Conclusão.....</b>	<b>36</b>

## Capítulo 2

<b>APLICAÇÕES DE LEDs NA SAÚDE.....</b>	<b>37</b>
<b>2.1 Introdução.....</b>	<b>37</b>
<b>2.2 O Tecido Tegumentar.....</b>	<b>37</b>
2.2.1 Epiderme.....	38
2.2.2 Órgãos anexos da epiderme.....	39
2.2.3 Derme.....	40
2.2.4 Hipoderme.....	40

2.2.5 Fisiologia (função).....	40
2.2.6 Proteção física.....	41
2.3.7 Proteção da desidratação.....	41
2.2.8 Regulação da temperatura corporal.....	41
2.2.9 Como órgão imunitário.....	42
2.2.10 Funções metabólicas.....	42
2.2.11 Como órgão dos sentidos.....	42
2.2.12 O ciclo celular da pele.....	42
2.2.13 Embriologia.....	43
<b>2.3 – Terapias de LEDs aplicadas nos tecidos humanos.....</b>	<b>43</b>
2.3.1 Terapia fotodinâmica.....	43
2.3.2. TFD: Mecanismos de ação.....	44
2.3.3 LEDterapia.....	47
2.3.4 Dosagem para auxiliar na cura e o tempo de aplicação.....	50
2.3.5 Dosagem de aplicação do arranjo de LEDs.....	51
2.3.6 660nm versus 880nm.....	51
2.3.7 660nm versus 630nm.....	51
2.3.8 880nm versus 850nm.....	52
2.3.9 Aplicação de LEDs na odontologia.....	53
2.3.10 Tratamento da acne.....	57
2.3.11 Psoríase.....	58
2.3.12 Envelhecimento da pele (rugas e manchas).....	58
2.3.13 Estrias.....	59
2.3.14 Comparando LEDs com outro tipo de lâmpada.....	59
<b>2.4 Conclusão.....</b>	<b>61</b>

## Capítulo 3

<b>COMPORTAMENTO DO COMPRIMENTO DE ONDA EM FUNÇÃO EM FUNÇÃO DO MÉTODO DE CONTROLE DE LUMINOSIDADE.....</b>	<b>62</b>
<b>3.1 Introdução.....</b>	<b>62</b>
<b>3.2 Comportamento do comprimento de onda, da razão cíclica e da frequência.....</b>	<b>63</b>
3.2.1 Comprimentos de onda adequados.....	63
3.2.2 Influência da razão cíclica na forma de onda e na luminosidade em LEDs.....	64
3.2.3 Mudança do Pico do Comprimento de Onda.....	66
3.2.4 Relação entre variáveis em função de certas cores geradas pelos LEDs.....	69
3.2.5 Métodos de controle de luminosidade.....	71
3.2.6 Controle e dimerização PWM para LEDs de Alto Brilho.....	73
<b>3.3 Conclusão.....</b>	<b>77</b>

## Capítulo 4

<b>TOPOLOGIAS PARA LEDs DE ALTO BRILHO.....</b>	<b>79</b>
<b>4.1 Introdução.....</b>	<b>79</b>
<b>4.2 Conversores CC/CC aplicados em LEDs de Alto Brilho.....</b>	<b>79</b>
<b>4.3 Características dos conversores CC/CC para LEDs de Alto Brilho.....</b>	<b>80</b>

4.3.1 Conversor Buck.....	81
4.3.2 Conversor Boost.....	83
4.3.3 Conversor Buck-Boost.....	84
4.3.4 Conversor CUK.....	86
4.3.5 Conversor ZETA.....	87
4.3.6 Conversor SEPIC.....	88
<b>4.4 Utilização de Outros Conversores.....</b>	<b>89</b>
<b>4.5 Arranjo de LEDs.....</b>	<b>94</b>
4.5.1 LEDs ligados em série.....	94
4.5.2 LEDs ligados em paralelo.....	95
4.5.3 LEDs ligados em série paralelo.....	96
4.5.4 LEDs ligados em série antiparalelo.....	96
<b>4.6 Proteção Contra a Falha dos LEDs.....</b>	<b>97</b>
<b>4.7 Topologias Propostas.....</b>	<b>98</b>
4.7.1 Projeto do Conversor Flyback.....	99
4.7.1.1 Dados para o cálculo do projeto.....	100
4.7.1.2 Resultado das simulações realizadas no conversor Flyback....	103
4.7.1.3 Resultados experimentais.....	105
4.7.1.4 Fotos do protótipo desenvolvido.....	108
4.7.2 Projeto do Conversor Buck.....	108
4.7.2.1 Dados para cálculo do projeto.....	111
4.7.2.2 Resultado das simulações realizadas no conversor Buck.....	112
4.7.2.3 Resultados experimentais.....	114
4.7.2.4 Foto do protótipo desenvolvido.....	117
4.7.2.3 Projeto do Conversor Buck-Boost.....	117

4.7.3.1 Resultado das simulações realizadas no conversor Buck-Boost	119
4.7.3.2 Resultados experimentais.....	121
4.7.4 Projeto do Conversor SEPIC.....	123
4.7.4.1 Resultado das simulações realizadas no conversor Sepic.....	126
4.7.4.2 Resultados experimentais.....	127
<b>4.8 Conclusão.....</b>	<b>130</b>

## Capítulo 5

<b>APLICAÇÃO DOS ARRANJOS DE LEDs EM PACIENTES.....</b>	<b>131</b>
<b>5.1 Introdução.....</b>	<b>131</b>
<b>5.2 Características dos arranjos de LEDs.....</b>	<b>132</b>
<b>5.3 Terapia com a luz vermelha emitida pelos LEDs.....</b>	<b>134</b>
5.3.1 Caso 1.....	134
5.3.2 Caso 2.....	136
5.3.3 Caso 3.....	140
<b>5.4 Comprovação do comprimento de onda utilizado.....</b>	<b>144</b>
<b>5.5 Conclusão.....</b>	<b>147</b>
<b>CONCLUSÃO GERAL.....</b>	<b>149</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>151</b>
<b>PUBLICAÇÕES DO AUTOR.....</b>	<b>157</b>
<b>APÊNDICE A.....</b>	<b>159</b>
<b>APÊNDICE B.....</b>	<b>164</b>

## INTRODUÇÃO

---

Há algum tempo se anuncia que os Diodos Emissores de Luz ou LEDs serão as lâmpadas do futuro. A cada nova descoberta da aplicação dos LEDs parece confirmar essa expectativa.

Essas inovações pelas quais está passando a iluminação de estado sólido levam acreditar que, em breve, o LED vai dominar uma boa quantia do mercado da iluminação. Em face disso, os LEDs já estão começando a revolucionar a indústria mundial de iluminação. Os avanços mais recentes têm gerado LEDs capazes de emitir luz branca de alta intensidade. Espera-se que, em poucos anos, eles comecem a substituir comercialmente as atuais lâmpadas incandescentes e, posteriormente, as lâmpadas fluorescentes. A utilização de dispositivos à base de LEDs vem ganhando cada vez mais espaço no mercado da iluminação, principalmente devido ao seu custo inferior quando comparado aos sistemas LASER de maior coerência e também quanto a outros tipos de fontes luminosas.

Mas agora essas pequenas lâmpadas de estado sólido começam a avançar em outras fronteiras. Nos últimos anos, esta nova fonte de luz está sendo administrada como uma modalidade terapêutica, sendo utilizada na área da saúde.

As peculiaridades do diodo emissor de luz como pouco consumo de energia, vida útil longa, baixo custo, potência de irradiação absolutamente segura vem favorecendo a aplicação deste dispositivo em várias áreas da iluminação com um todo.

Um LED é um dispositivo semicondutor que emite luz espacialmente incoerente e de espectro de frequências relativamente estreito, gerado por um efeito de eletroluminescência. A cor da luz depende da composição e da condição do material semicondutor usado, podendo variar do ultravioleta ao infravermelho. É possível modificar um LED para aumentar seu espectro, os diodos superluminescentes (SLD) possuem essa característica (Carvalho, 2006).

A LEDterapia, aplicação do dispositivo de estado sólido para interagir junto à saúde está ganhando força e avança a cada dia em várias áreas, entre elas, na engenharia biomédica, na odontologia, na fisioterapia, na estética entre outras.

A engenharia biomédica tem sofrido grandes avanços em suas pesquisas sobre a aplicação de LEDs no tratamento de lesões pré-malignas e malignas, no tratamento de rejuvenescimento, da acne, da queda de cabelos, nas lesões de pele, na cicatrização de feridas

e de incisões pós-operatórias, na recuperação psicológica do paciente, onde as luzes são aplicadas no ambiente e em outras frentes da medicina.

Existem vários estudos sobre a aplicação dos LEDs nos ambientes hospitalares, em especial, na Unidade de Terapia Intensiva (UTI), no qual temos dois seres humanos, com papéis diferentes, o trabalhador e o paciente, na verdade algumas vezes uma "situação ou resolução" ergonômica para um, não é a mesma que para o outro e vice e versa, muitas vezes sendo o antagonico. Exemplo: a iluminação artificial, com luz indireta é ótima para o paciente, mas não o é para a equipe de enfermagem; a temperatura que deve ser mantida baixa, pela proliferação bacteriana, é ótima para a equipe, mas às vezes ruim para o paciente; o turno de trabalho, a carga mental, levando o profissional, na maioria das vezes, ao estresse, influenciando na piora da assistência prestada, levou pesquisas a serem desenvolvidas com a aplicação de LEDs com suas cores para que se melhore este delicado ambiente laboral e de recuperação.

Existem algumas técnicas de aplicação de luz junto aos tecidos que são desenvolvidas há alguns anos, no caso a Terapia Fotodinâmica (TFD) alia aplicação de LASER ou LED e administração de uma substância sensível à luz do raio. Essa substância é ingerida pelo paciente e suas moléculas são capturadas pelas células. Ela percorre o corpo e é eliminada pelas células sadias em 36 horas. As células cancerosas retêm a substância por mais tempo. A TFD ou PDT *Photodynamic Therapy* utiliza dois mecanismos importantes para eliminar as células malignas, mas o mais importante deles é o mecanismo que utiliza o oxigênio que tem dentro da célula, transformando esse oxigênio, que normalmente é um agente do bem, em um agente citotóxico. Ao incidir luz sob a molécula que contém a substância, a mesma absorve a luz e fica em um estado chamado excitado – possui energia interna.

Quando uma molécula de oxigênio se aproxima dela, a energia que está aguardada é transferida para o oxigênio, produzindo o oxigênio singleto, um agente altamente reativo.

Esse oxigênio imediatamente reage com aquelas moléculas através das membranas das células, as membranas do núcleo e das mitocôndrias, destruindo as células malignas no mesmo instante. É uma foto reação química intensa que ocorre no interior da célula (Bagnato, 2007).

Com o avanço e o surgimento de novas aplicações dos LEDs na saúde, os fabricantes destes dispositivos de estado sólido apresentam uma melhoria de todos os parâmetros de interesse para a sua aplicabilidade como a evolução do desempenho na manutenção de lúmen (unidade fotométrica), várias categorias de potência, disponibilidade de cores e confiabilidade do espectro e comprimento de onda.

Os conversores eletrônicos que alimentam LEDs tiveram acentuado avanço, em função de ser uma área em franca ascensão de pesquisa e interesse, com aplicação de técnicas de controle de intensidade luminosa, cor, distribuição espacial da luz, corrente de saída, potência entre outras (Ackermann, 2006). Serão apresentadas algumas topologias que podem ser utilizadas para alimentar os LEDs, tendo cada uma, suas peculiaridades e características, com suas vantagens e desvantagens.

As aplicações de LEDs, LASER e OLEDs serão abordadas como objeto de estudo no capítulo 1 deste trabalho, na área de engenharia biomédica.

As características e a aplicação específica dos LEDs à saúde serão alvo de análise e estudo descritos em detalhes no capítulo 2.

Dentro deste contexto, no capítulo 3, propõe-se um estudo sobre o comportamento da razão cíclica, frequência, potência irradiada e do comprimento de onda a fim de analisar a influência dessas variáveis nos LEDs.

No capítulo 4, propõem-se um estudo sobre conversores eletrônicos que podem ser implementados no uso de LEDs aplicados à interação nos tecidos humanos. Neste ínterim, serão estudadas algumas topologias que possam ser aplicadas na alimentação dos LEDs a fim de que as emissões de luz destes dispositivos atuem no tecido humano terapeuticamente.

Por fim, no capítulo 5, são apresentados os resultados obtidos com a terapia da luz vermelha emitida pelo arranjo de LEDs em pacientes com lesões graves e de difícil cura.

Três casos são apresentados e os resultados obtidos superaram a expectativa em função do grau de dificuldade e o período de tempo no qual os pacientes foram submetidos à terapia.

A contribuição deste trabalho, indubitavelmente, é apresentar à comunidade científica a aplicação de LEDs na recuperação tecidual humana dentro de uma específica faixa de comprimento de onda com a finalidade de buscar novas técnicas terapêuticas e analisar os conversores mais recomendáveis para alimentar os LEDs a este fim, pois o tema ainda é recente.

## CAPÍTULO 1

# APLICAÇÕES DE LEDS E LASERS

---

### 1.1 – Introdução

Atualmente são os LEDs que mostram grandes avanços na iluminação devido às importantes vantagens básicas que apresentam: baixo consumo de energia, tempo de vida longo e pouca manutenção. Os avanços mais importantes dos LEDs foram dados na escolha das frequências usadas sendo que inicialmente a sua luz era invisível por emitir apenas infravermelhos. Ao longo do tempo, a tecnologia ofereceu a aplicação de usar frequências visíveis e passaram a estar disponíveis LEDs azuis, verdes, amarelos e vermelhos, não necessariamente por esta ordem cronológica. Com o decorrer do tempo os LEDs foram se tornando cada vez mais brilhantes e potentes.

Há algum tempo os LEDs vêm servindo como indicadores luminosos de aparelhos eletrônicos onde a sua aplicação é sem dúvida dominante.

A iluminação pública, decorativa, arquitetônica está à nossa volta e sofre avanço tecnológico constante, avanço este que é influenciado principalmente pelo objetivo primordial de obter mais qualidade e opções por menos preço, tornando o mercado mais competitivo.

Desde a vela à lâmpada de querosene, do LASER à fibra óptica que existem vários percursos já realizados. Percursos que as várias tecnologias de lâmpadas foram percorrendo sem se aniquilarem no decorrer do tempo, mas se tornando obsoletas. Hoje, se presencia o início de uma revolução dominada pela tecnologia aplicada na confecção dos LEDs.

Diferentemente das lâmpadas incandescentes, os LEDs podem produzir luz que mudam de cor, intensidade e distribuição, atendendo a várias necessidades de mercado.

Com estas fontes de luz reduz-se, também, o consumo de energia em cerca de 50% em relação às fontes tradicionais (M. Rico-Secades, 2003). Além deste benefício temos ainda a redução de lixo e poluição ambiental.

Atualmente, os LEDs podem ser encontrados em vários modelos que emitem cor como o azul, verde, vermelho, âmbar, laranja, amarela e outras (Bernitz, 2006). Combinando intensidades de LEDs, de no mínimo três cores primárias, é possível cobrir toda a gama de

cores do espectro visível, inclusive a luz branca, proporcionando soluções otimizadas para qualquer necessidade de iluminação ambiental e de segurança.

O potencial dos LEDs de Alto Brilho ou HB-LED por sua alta eficiência e durabilidade (mais que 50.000 horas, que é no mínimo 50 vezes maior que as lâmpadas convencionais), combinada com o baixo impacto ambiental tem levado esses dispositivos a um crescimento expressivo nos últimos anos. Nos últimos anos, a tecnologia dos LEDs aumentou consideravelmente, oferecendo ao mercado várias opções de LEDs, entre eles, os HB-LEDs, os LEDs de potência e OLEDs, por exemplo (Carvalho, 2007).

Os LEDs são diodos semicondutores que quando submetidos a uma corrente elétrica emitem luz e podem ser utilizados para fototerapia com comprimentos de onda que variam de 405nm (azul) a 940nm (infravermelho). Dispositivos à base de LED de cor azul pode apresentar como vantagem a maior intensidade de luz na região do espectro eletromagnético de interesse terapêutico não ionizante, equipamento compacto e custo acessível.

As fontes de luz de estado sólido, que estão em fase de desenvolvimento, têm o potencial não apenas de uma eficiência energética muito superior às já comum lâmpadas fluorescentes compactas, como também poderão abrir campos de aplicação para suas antecessoras (Lumileds lighting, 2008).

As novas gerações de LEDs estão impactando áreas tão diversas quanto a medicina, a odontologia, a fisioterapia, a arquitetura e até mesmo a agricultura. A capacidade de controlar as propriedades básicas da luz - incluindo a distribuição espectral, a polarização e a temperatura da cor - irá permitir que essas novas lâmpadas ajustem-se aos ambientes, desempenhando funções que hoje são inimagináveis com as lâmpadas fluorescentes e incandescentes. Por exemplo, essas novas fontes inteligentes de luz têm o potencial para ajustar o ritmo circadiano do ser humano, nossos ciclos de dormir e acordar, permitindo que nos adaptemos as variações nos horários de trabalho, ou permitir que um automóvel se "comunique" de forma imperceptível com o veículo da frente, ou até mesmo possibilitar o crescimento de morangos em climas gelados. Mas, mesmo assim, não conseguem substituir a ação do sol da manhã.

Em teoria, lâmpadas de estado sólido construídas de materiais perfeitos podem ter a mesma luminosidade de uma lâmpada de 60 W, gastando apenas 3 W. Na prática, os novos semáforos de LED consomem apenas um décimo da energia dos antigos sinalizadores de trânsito (Schubert, 2003).

A possibilidade de controlar as propriedades básicas da luz, como conteúdo espectral, padrão de emissão, polarização, temperatura da cor e intensidade, que dá a essas novas fontes

de luz a capacidade de desempenhar funções inteiramente novas, desbravando novas fronteiras, como nas pesquisas médicas recentes demonstraram que células dos gânglios no olho humano, que estão envolvidas em nosso ritmo circadiano, são mais receptivas à luz na faixa do azul, como àquela que ilumina um dia com céu límpido e claro.

O que diferencia essa luminosidade em especial é uma característica chamada temperatura da cor. Lâmpadas que se autoconfiguram para emitir luz nessa temperatura poderão beneficiar não apenas a saúde humana, mas também ao humor e a produtividade, reduzindo as taxas de estresse (Schubert, 2003).

A capacidade para modular rapidamente fontes de luz baseadas em LEDs dá a essas "lâmpadas" a capacidade para piscar de forma tão rápida que seria imperceptível ao olho humano. Isto as torna adequadas para detectar e transmitir informações sem fios, sem alterar a iluminação do ambiente. Em automóveis, a luz de freio poderia transmitir ao veículo que vem atrás uma manobra brusca que acaba de ser iniciada pelo motorista, por exemplo.

A capacidade para controlar a composição espectral, a polarização, e a temperatura da cor de luzes utilizadas em microscopia poderá melhorar muito a definição das imagens, permitindo a identificação em tempo real, contagem e seleção de células biológicas para aplicações médicas e de pesquisa. O controle da composição espectral de luzes poderá permitir a criação de ambientes mais adequados ao crescimento de frutas e vegetais fora de suas estações naturais ou em climas inóspitos.

## **1.2 – Definição de LED**

O LED é um diodo semicondutor (junção P-N) que quando energizado emite luz. A luz é monocromática e o processo de emissão de luz pela aplicação de uma fonte elétrica de energia é chamado eletroluminescência.

Em qualquer junção P-N polarizada diretamente, próximo à junção, ocorrem recombinações de lacunas e elétrons. Essa recombinação exige que a energia existente no elétron possa ser liberada, o que ocorre na forma de calor ou fótons de luz (Schubert, 2003).

No silício e no germânio, que são os elementos básicos dos diodos e transistores, a maior parte da energia é liberada na forma de calor, sendo insignificante a luz emitida (devido a opacidade do material), e os componentes que trabalham com maior capacidade de corrente chegam a precisar de dissipadores de calor para auxiliar na manutenção dessa temperatura em um patamar tolerável.

Já em outros materiais, como o arsenieto de gálio (GaAs) ou o fosfeto de gálio (GaP), o número de fótons de luz emitido é suficiente para constituir fontes de luz bastante eficientes.

O material dopante de uma área do semicondutor contém átomos com um elétron a menos na banda de valência em relação ao material semicondutor. Na ligação, os íons desse material dopante (íons "aceitadores") removem elétrons de valência do semicondutor, deixando "lacunas" (ou buracos), portanto, o semicondutor torna-se do tipo P.

Na outra área do semicondutor, o material dopante contém átomos com um elétron a mais do que o semicondutor puro em sua faixa de valência. Portanto, na ligação esse elétron fica disponível sob a forma de elétron livre, fornando o semicondutor do tipo N.

Os semicondutores também podem ser do tipo compensados, isto é, possuem ambos os dopantes (P e N). Neste caso, o dopante em maior concentração determinará a que tipo pertence o semicondutor. Por exemplo, se existem mais dopantes que levariam ao P do que do tipo N, o semicondutor será do tipo P. Isso implicará, contudo, na redução da mobilidade dos portadores.

A mobilidade dos portadores é a facilidade com que cargas n e p (elétrons e buracos) atravessam a estrutura cristalina do material. Quanto maior a mobilidade dos portadores, menor será a perda de energia, portanto mais baixa será a resistividade (Schubert, 2003).

Na região de contato das áreas, elétrons e lacunas se recombinam, criando uma fina camada praticamente isenta de portadores de carga, a chamada barreira de potencial, onde há apenas os íons "doadores" da região N e os íons "aceitadores" da região P, que por não apresentarem portadores de carga "isolam" as demais lacunas do material P dos outros elétrons livres do material N.

Um elétron livre ou uma lacuna só pode atravessar a barreira de potencial mediante a aplicação de energia externa (polarização direta da junção). Aqui é preciso ressaltar um fato físico do semicondutor: nesses materiais, os elétrons só podem assumir determinados níveis de energia (níveis discretizados), sendo as bandas de valência e de condução as de maiores níveis energéticos para os elétrons ocuparem (Narra, 2004).

A região compreendida entre o topo de valência e a parte inferior de condução é a chamada "banda proibida". Se o material semicondutor for puro, não terá elétrons nessa banda (daí ser chamada "proibida"). A recombinação entre elétrons e lacunas, que ocorre depois de vencida a barreira de potencial, pode acontecer na banda de valência ou na proibida.

A possibilidade dessa recombinação ocorrer na banda proibida se deve à criação de estados eletrônicos de energia nessa área pela introdução de outras impurezas no material.

Como a recombinação ocorre mais facilmente no nível de energia mais próximo da banda de condução, pode-se escolher adequadamente as impurezas para a confecção dos LEDs, de modo a exibirem bandas adequadas para a emissão da cor de luz desejada (comprimento de onda específico) .

A luz emitida é monocromática, sendo a cor, portanto, dependente do cristal e da impureza de dopagem com que o componente é fabricado. O LED que utiliza o arsenieto de gálio emite radiações infra-vermelhas. Dopando-se com fósforo, a emissão pode ser vermelha ou amarela, de acordo com a concentração. Utilizando-se fosfeto de gálio com dopagem de nitrogênio, a luz emitida pode ser verde ou amarela. Hoje em dia, com o uso de outros materiais, consegue-se fabricar LEDs que emitem luz azul, violeta e até ultra-violeta.

Existem também os LEDs que emitem luz na cor branca, mas esses são geralmente emissores de cor azul, revestidos com uma camada de fósforo do mesmo tipo usado nas lâmpadas fluorescentes, que absorvem a luz azul e emitem a luz branca. Com a redução do preço, seu alto rendimento e sua grande durabilidade, esses LEDs tornam-se ótimos substitutos para as lâmpadas comuns, e devem substituí-las a médio ou longo prazo. Existem também os LEDs brancos chamados RGB, e que são formados por três "chips", um vermelho (R de red), um verde (G de green) e um azul (B de blue). Uma variação dos LEDs RGB, com um microcontrolador integrado, permite que se obtenha um verdadeiro show de luzes utilizando apenas um LED (Schubert, 2003).

A Figura 1.1, apresenta os LEDs mais comuns.

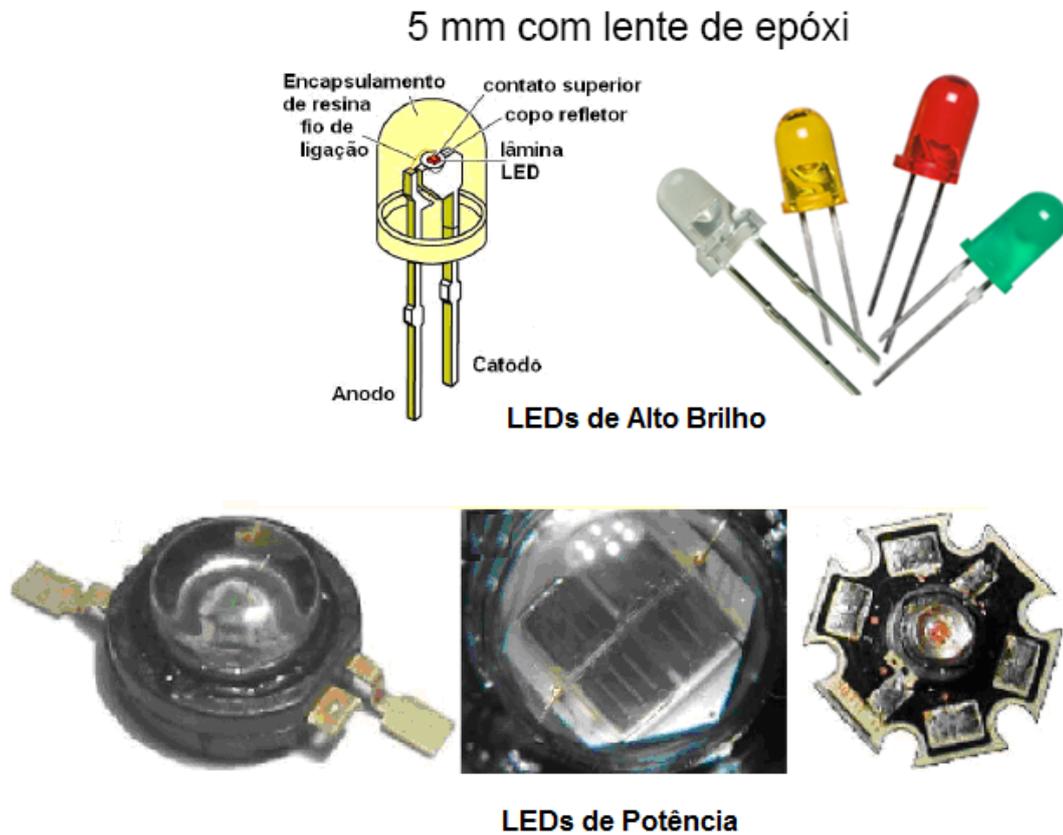
Em geral, os LEDs operam com nível de tensão de 1,6 a 3,3V, sendo compatíveis com os circuitos de estado sólido. É interessante notar que a tensão é dependente do comprimento da onda emitida. Assim, os LEDs infra-vermelhos geralmente funcionam com menos de 1,5V, os vermelhos com 1,7V, os amarelos com 1,7V ou 2,0V, os verdes entre 2,0V e 3,0V, enquanto os LEDs azuis, violeta e ultra-violeta geralmente precisam de mais de 3V. A potência necessária está na faixa típica de 10 a 150 mW, com um tempo de vida útil de 100.000 ou mais horas (Schubert, 2003).



**Figura 1.1** – Tipos de LEDs.

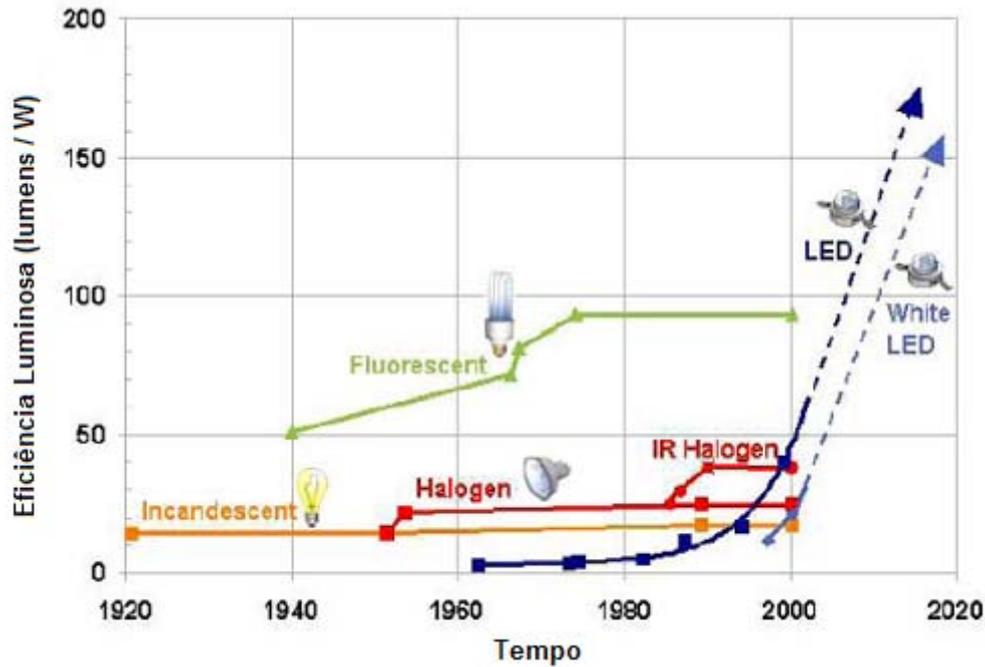
Fonte: Open Stock Photography

A Figura 1.2, apresenta os tipos de estruturas de LEDs de alto brilho e de potência e a Figura 1.3, mostra graficamente a relação no tempo com vários tipos de lâmpadas em função da eficiência luminosa (lumens/watt). Observa-se que algumas mantiveram estáveis no decorrer do tempo e outras tiveram um aumento da eficiência luminosa no decorrer do tempo.



**Figura 1.2** – Tipos de estruturas de LEDs de alto brilho e de potência.

Fonte: Open Stock Photography



**Figura 1.3** – Comparação da eficiência luminosa entre várias lâmpadas.  
Fonte: Lumileds (2007).

### 1.3 – Energia Liberada por LEDs

Em função do tipo de energia que é liberada por um LED podem se distinguir dois tipos de recombinação:

- Recombinação não radiante: A maioria da energia de recombinação se libera como energia térmica.
- Recombinação radiante: A maioria da energia de recombinação se libera em forma de luz.

#### 1.3.1- Eficácia Quântica Interna ( $Q_{int}$ )

A eficácia quântica interna ( $Q_{int}$ ) determina a relação entre o número de fótons gerados e o número de portadores (elétrons e buracos) que atravessam a junção  $p-n$  e que conseguem se recombinar.

$$Q_{int} = \frac{\text{Fótons gerados}}{\text{Elétrons e buracos recombinados}} \quad (1.1)$$

Este parâmetro deve ser próximo ao valor 1, porque o número de elétrons e buracos recombinados deve produzir o mesmo número de fótons. O valor da eficácia quântica interna depende das probabilidades relativas dos processos de recombinação radiante e recombinação

não radiante, que por sua vez dependem da estrutura da união, do tipo de impurezas, e principalmente do material semicondutor (Mark, 2000).

### 1.3.2 - Eficácia Quântica Externa ( $Q_{ext}$ )

No entanto, a obtenção de uma alta eficácia quântica interna não garante que a emissão de fótons do LED seja alta. A radiação gerada na junção é radiada em todas as direções. É essencial que esta radiação gerada no interior do material possa sair do LED. Chama-se eficácia quântica externa ( $Q_{ext}$ ), à relação entre o número de fótons emitidos e o número de portadores (elétrons e buracos) que atravessam a junção  $p-n$  e conseguem se recombinar.

$$Q_{ext} = \frac{\text{Fótons emitidos}}{\text{Elétrons e buracos recombinados}} \quad (1.2)$$

As causas para que  $Q_{ext}$  seja menor que  $Q_s$  são três:

- Somente é útil a luz emitida na direção da superfície especificada.
- Entre a superfície do semicondutor e do ar podem-se dar os fenômenos de reflexão, ficando os fótons presos no interior do material.
- Os fótons podem ser absorvidos pelo material para voltar a formar um par elétron-buraco.

## 1.4 - Materiais utilizados nos LED

A cor da luz emitida pelo LED depende unicamente do material e do processo de fabricação (principalmente da dopagem de impurezas). Para se construir os LEDs são necessários dois tipos de materiais semicondutores, um carregado positivamente e outro carregado negativamente (Chen, 2002).

A frequência da luz emitida pelo elétron determina sua cor e depende da substância que é utilizada. Por exemplo, o nitrato de gálio (GaN) é utilizado para a fabricação de LEDs vermelhos e o fosfato de gálio (GaP) é utilizado em LEDs azuis (Dyble, 2005)

Já existem LEDs disponíveis comercialmente, capazes de emitir luz na faixa do azul e do ultravioleta até um comprimento de onda de 365 nanômetros, ou seja, ainda na faixa do quase-infravermelho. Estes LEDs são feitos de nitreto de gálio (GaN).

A tabela 1.1 mostra as frequências e comprimentos de onda para várias cores. A radiação visível é de aproximadamente de  $384 \times 10^{12}$  Hz (para o vermelho) e até de  $769 \times 10^{12}$  Hz (para o violeta).

**TABELA 1.1**

RADIAÇÃO VISÍVEL EM FUNÇÃO DA FREQUÊNCIA, DO COMPRIMENTO DE ONDA E DA COR		
MATERIAL	COMPRIMENTO DE ONDA (nm)	FREQUÊNCIA ( $10^{12}$ Hz)
<b>vermelho</b>	780 - 622	384 - 482
<b>laranja</b>	622 - 597	482 - 503
<b>amarelo</b>	597 - 577	503 - 520
<b>verde</b>	577 - 492	520 - 610
<b>azul</b>	492 - 455	610 - 659
<b>violeta</b>	455 - 390	659 - 769

### 1.5 - Padrões fotométricos do Diodo Emissor de Luz (LED)

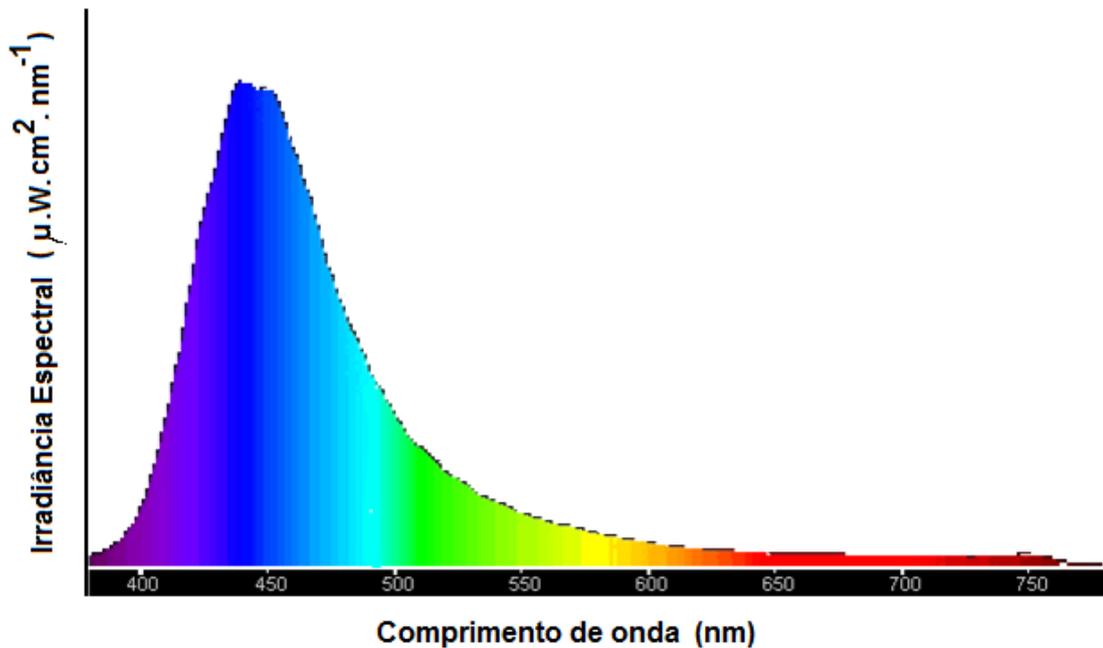
Conforme as informações que o NIST (National Institute of Standards and Technology) apresenta na sua página web [[www.nist.com](http://www.nist.com)] a aplicação dos diodos emissores de luz (LED) está se expandindo rapidamente e uma ampla faixa de cores têm sido desenvolvida (Tsao, 2002).

Devido à aplicação do diodo emissor de luz em várias áreas, as características e as especificações do mesmo, estão se aproximando de uma certa exatidão quanto a sua aplicabilidade.

Entretanto, existem ainda algumas discrepâncias nos seus parâmetros que são relatadas entre fabricantes e usuários do diodo emissor de luz. Os diodos emissores de luz são fontes de luz peculiares e são muito diferentes das lâmpadas convencionais nos termos do tamanho físico, da luminosidade, do espectro e da distribuição espacial da intensidade. Assim, uma transferência para o uso das escalas fotométricas das lâmpadas padrões de intensidade luminosa tradicional aos diodos emissores de luz não é uma tarefa trivial, e grandes incertezas são envolvidas. As características dependentes da temperatura e de uma variedade grande de desenhos ópticos dos diodos emissores de luz tornam mais difíceis à reprodução exata dos parâmetros exigidos.

Assim, a fim de resolver este problema, o NIST exige que os fabricantes forneçam diodos emissores de luz com padrões calibrados para a intensidade luminosa e o fluxo luminoso, o que deve melhorar consideravelmente a exatidão dos parâmetros a nível de indústria.

O NIST tem um projeto de desenvolver a tecnologia e os padrões para medir a intensidade luminosa e o fluxo luminoso do diodo emissor de luz, e estabelecer serviços de calibração para os diodos emissores de luz, desse modo melhorando a exatidão e a uniformidade das medidas do diodo emissor de luz (Tsao, 2002).

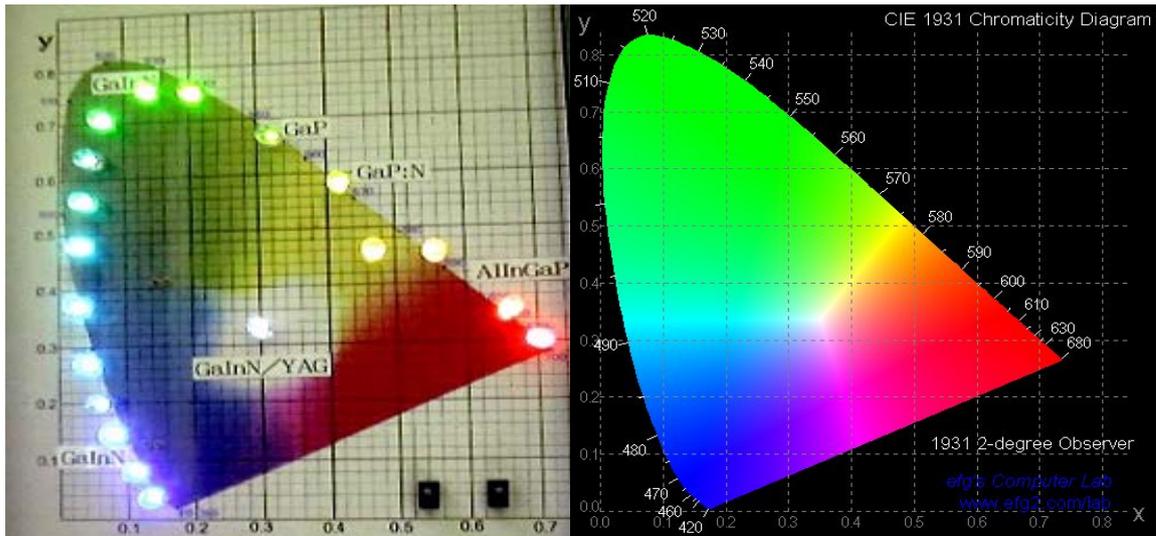


**Figura 1.4** – Intensidade da luz em função do comprimento de onda para LEDs de alto brilho.

Fonte: Lumileds (2008).

A Figura 1.4 representa um exemplo gráfico da intensidade da luz em função do comprimento de onda para diodos LEDs. A potência óptica da luz é o fluxo de energia incidente sobre a superfície aplicada, chamado irradiância, que não depende somente da fonte óptica, mas também da distância da fonte à superfície aplicada. Quando medida sobre uma determinada porção do espectro de radiação, a irradiância é chamada de irradiância espectral com unidade em microwatts por centímetro quadrado nanômetro ( $\mu\text{W} \cdot \text{cm}^{-2} \cdot \text{nm}^{-1}$ )

A Figura 1.5 apresenta o diagrama de cromaticidade em duas exibições. A primeira mostra vários tipos de materiais utilizados na fabricação de alguns LEDs em função do comprimento de onda e das cores; a segunda mostra o tradicional diagrama de cromaticidade em função das cores e comprimentos de onda (Tsao, 2004).

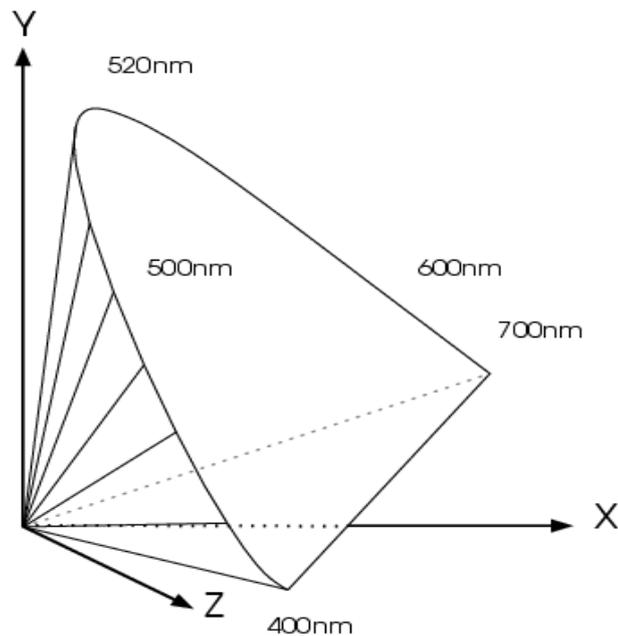


**Figura 1.5** – Diagrama de Cromaticidade – gama de cores segundo o material semiconductor do LED.  
Fonte: Lumileds (2008).

### 1.5.1 – Sólido de Cor

O sólido de cor é o conjunto de todas as cores visíveis que forma a figura geométrica de um cone convexo (Lumileds Philips, 2006), conforme mostra a Figura 1.6. A seguir, algumas características do sólido de cor:

- ♦ A combinação convexa de duas distribuições espectrais é uma distribuição espectral.
- ♦ Cada distribuição espectral corresponde a um único ponto no espaço de cor.
- ♦ A aplicação de representação é linear.
- ♦ Espaço de cor é o conjunto das retas que passam pela origem, conforme se observa na Figura 1.6.



**Figura 1.6** – Sólido de cor.  
Fonte: Schubert, E. F. (2003)

## 1.6 – Ação dos LEDs nos tecidos humanos

Na pele, a luz vermelha tem ação cicatrizante e antiinflamatória, enquanto a azul possui ação bactericida e de rejuvenescimento. A intensidade dos feixes de luz emitida pelos LEDs na pele é mais baixa que o LASER, já que suas células mantêm uma boa interação com a luz incoerente (Rigau, 1996).

O LED de cor azul (470nm) apresenta forte ação bactericida, produzindo a fotoinativação da bactéria *Propionibacterium acnes*, por meio de um processo denominado stress oxidativo - que é a ação do oxigênio removendo os elétrons das camadas externas das moléculas que formam a membrana citoplasmática da bactéria, enquanto que o LASER vermelho (660nm) tem ação antiinflamatória. A luz vermelha emitida por LEDs auxilia na multiplicação celular (Dover, 1989).

Uma de suas grandes vantagens é a emissão de luz em um amplo espectro, do próximo infravermelho até o ultravioleta.

Algumas utilizações no qual o LED pode ser aplicado como tratamento terapêutico:

- Utilização de luz no auxílio à cicatrização de lesões na pele: aceleração do processo de cicatrização através da aplicação local de luz de comprimentos de onda específicos, potência irradiada e o tempo determinado para a aplicação.

- Utilização de luz no auxílio no tratamento de lesões em diabéticos: a luz pode proporcionar normalização dos processos bioquímicos e fisiológicos em feridas de pacientes diabéticos.
- Tratamento de lesões com o auxílio de luz em pacientes hemofílicos: possibilidades de a luz proporcionar a produção dos fatores coagulantes deficientes no sangue.
- Procedimentos fotossensíveis no tratamento de câncer: utilização de luz como fonte de energia para desencadear processos de destruição de células cancerígenas em meio a agentes fotossensibilizadores (Ramos, 2004).

#### 1.6.1- Interação da luz com os tecidos biológicos

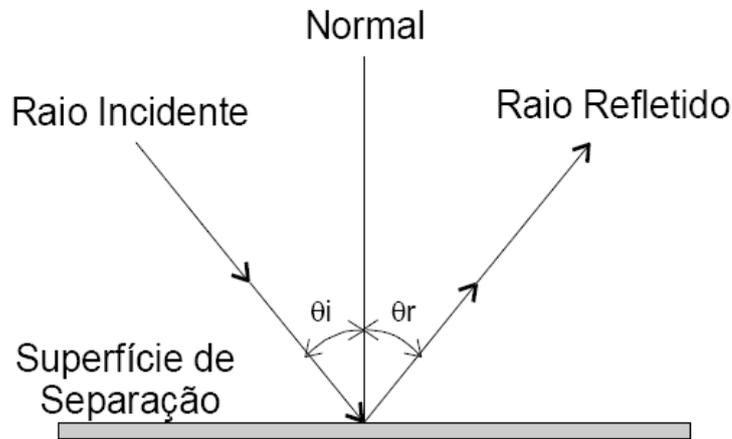
Os efeitos biológicos da radiação luminosa resultam de vários mecanismos biofísicos.

Pode-se agrupar estes mecanismos nas categorias térmicas, mecânicas, fotoquímicas e fotoablativos (consiste em provocar uma fotodissociação com ruptura intramolecular, sem lesionar a cadeia dos polímeros que formam a molécula – este tipo de efeito se usa, por exemplo, no tratamento da miopia). Para as situações de exposição acidental à radiação luminosa predominam as lesões originadas por mecanismos térmicos e fotoquímicos.

#### 1.6.2- Reflexão

Uma parcela do feixe de luz que incide em um meio reflete formando um ângulo de reflexão igual ao ângulo de incidência. A parcela refletida será menor quanto menor estiver o ângulo de incidência ( $\theta_i = 0$ ) em relação à normal à superfície de separação, e quanto maior for o coeficiente de absorção do meio de destino, conforme mostra a Figura 1.7. Assim, as aplicações de luz podem ser feitas perpendicularmente ao ponto de aplicação e a região de aplicação deve ser limpa de modo a não apresentar substâncias que venham a se comportar como uma barreira refletora de luz.

Uma aplicação típica de luz em uma pele sem oleosidade, cerca de 4% da luz incidente é refletida (Mark, 2000).



**Figura 1.7**– Reflexão.  
Fonte: HTM (2007).

### 1.6.3- Refração

A parcela da luz que penetra em um meio é refratada com um ângulo de refração que depende da relação entre a densidade do meio de origem da luz e a densidade do meio de destino da luz (Gordon, 2002). Se a densidade do meio de destino da luz for maior que a densidade do meio de origem da luz (do ar para a água) a luz refratada se desvia em direção à normal, caso contrário (água para o ar) a luz desvia afastando-se da normal. A Figura 1.8 mostra a refração entre o meio de origem (ar) e o meio de destino (água).

Aproximadamente 96% do feixe de luz do LED que incide na pele do paciente consegue transpor as camadas mais superficiais. O índice de refração absoluto ( $N$ ) de um meio é obtido através da relação entre a velocidade da luz no vácuo ( $c$ ) e a velocidade de propagação da luz no meio ( $v$ ).

$$N = \frac{c}{v} \quad (1.3)$$

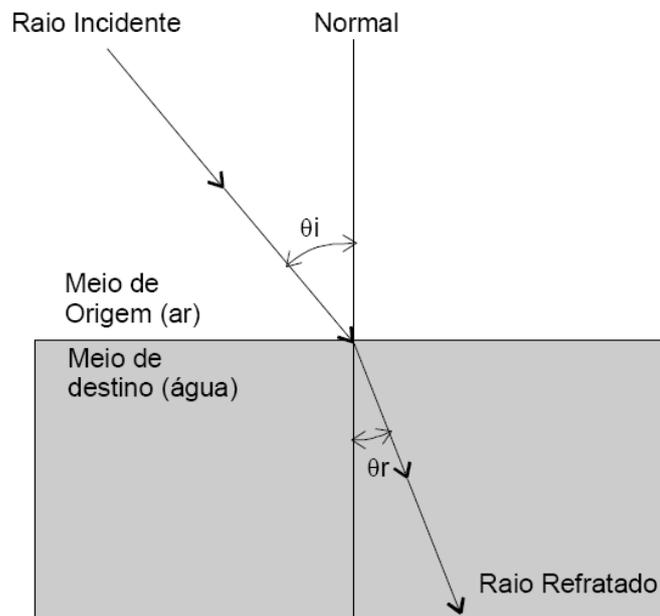
A relação entre o ângulo de incidência e o ângulo de refração é dada pelo índice de refração relativo entre os meios.

$$\frac{N_1}{N_2} = \frac{\theta_r}{\theta_i} \quad (1.4)$$

Onde:

- $N_1$  é o índice de refração absoluto do meio de origem.
- $N_2$  é o índice de refração absoluto do meio de destino.

- $\theta_r$  é o ângulo de refração.
- $\theta_i$  é o ângulo de incidência.

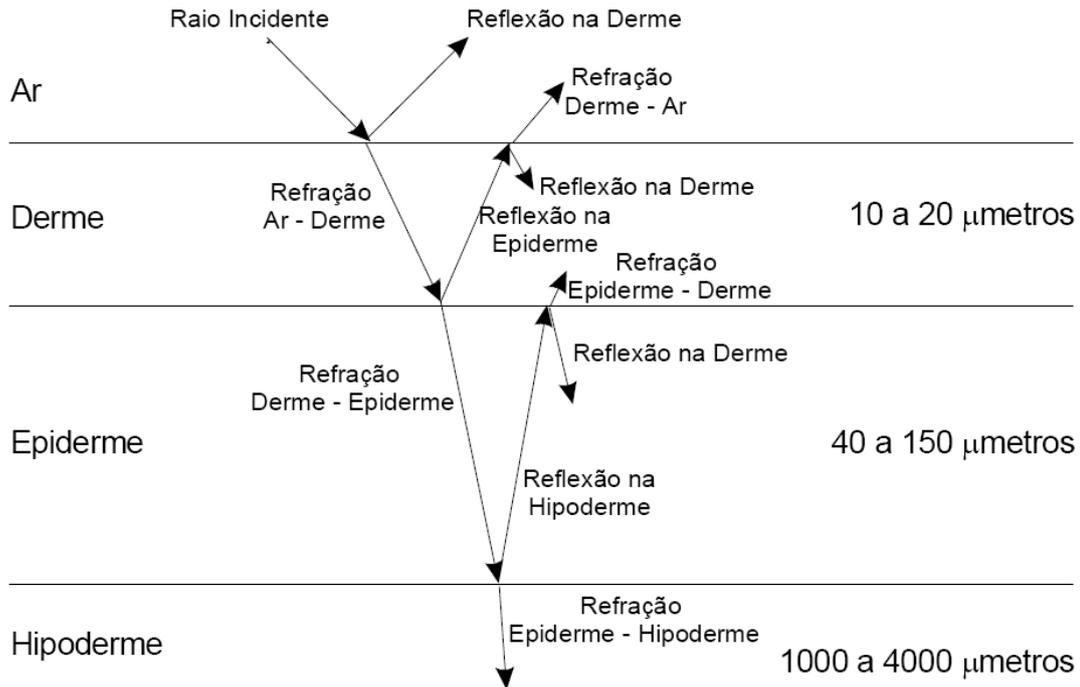


**Figura 1.8** – Refração.  
Fonte: HTM (2007).

A intensidade da luz refratada depende do comprimento de onda da luz incidente e do coeficiente de absorção do meio de destino (Mark, 2000).

#### 1.6.4- Dispersão

Como as estruturas biológicas são pouco homogêneas, fica difícil representar o comportamento da luz do LED no seu interior (Mark, 2000). O que se pode afirmar é que ao penetrar nestes meios a luz sofre constantes processos de reflexão e de refração. A esta interação da luz com meios heterogêneos, dá-se o nome de difusão. Uma representação simplificada prevê a seguinte situação, conforme é apresentada na figura 1.9:



**Figura 1.9** – Penetração da luz vermelha (LED) no tecido humano.  
Fonte: HTM (2007).

Percebe-se que o processo de refração e reflexão é intenso nos substratos biológicos.

Esse processo é responsável pela dispersão da luz nestes meios. A avaliação detalhada deste processo é inviável, mesmo porque a composição dos substratos varia de pessoa para pessoa (Karu, 1987). Apesar da elevada difusão, o grau de penetração é elevado, sendo que aproximadamente 50% de toda radiação incidente atinge os substratos imediatamente inferiores. Ao submeter a pele à luz do LED na cor vermelha (luz visível) ou de Arsenieto de Gálio (infravermelho), uma pequena parcela é absorvida pela derme e pela epiderme.

Isso ocorre devido à presença de fotorreceptores nestas camadas. Como exemplo de fotorreceptores presentes nestas camadas, podemos citar os aminoácidos, a melanina, e outros tipos de ácidos.

Normalmente cada tipo de fotorreceptor é sensível a um determinado comprimento de onda. Assim a luz pode ser absorvida, dependendo da cor (e comprimento de onda) é absorvido de maneira seletiva ou não, em função da necessidade a que esta se aplica (Simoneau, 2002). A Figura 1.9 mostra a penetração da luz vermelha no tecido humano por LED de alto brilho que emite luz na cor vermelha.

#### 1.6.5- Profundidade de Penetração da Luz em Corpos

A profundidade de penetração da luz é diretamente proporcional ao comprimento de onda. A intensidade luminosa no LED e do LASER, com elevados comprimento de onda penetram mais profundamente que as de pequenos comprimentos de onda. Isso ocorre por que quanto menor o comprimento de onda, maior é a frequência da luz e vice-versa (Karu, 1988).

#### 1.6.6- Dosimetria

Antes de iniciar a aplicação da luz do LED é necessário definir algumas variáveis e calcular o tempo de aplicação. A seguir, estão descritas as variáveis necessárias para o cálculo, o que elas representam e como podem ser encontradas (Toyohama, 2003).

#### 1.6.7- Densidade de Energia

É a grandeza que expressa a dosagem da luz. Corresponde a potência irradiada aplicada a uma determinada área durante um determinado intervalo de tempo.

$$D_e = \frac{E}{A} \quad (1.5)$$

$$E = P_m \cdot t \quad (1.6)$$

$$D_e = \frac{P_m \cdot t}{A} \quad (1.7)$$

Onde:

- $D_e$  = Densidade de energia ( $J/cm^2$ )
- $E$  = Energia (J)
- $A$  = Área ( $cm^2$ )
- $P_m$  = Potência média (W)
- $t$  = tempo (s)

A expressão 1.7 será utilizada posteriormente para o cálculo do tempo. A densidade de potência na aplicação é função exclusiva do efeito que se deseja obter (Yoo, 2002). Como orientação básica, pode-se considerar as seguintes densidades de potência em função do efeito desejado, conforme a Tabela 1.2.

**TABELA 1.2**

EFEITO FISIOLÓGICO À NÍVEL TECIDUAL EM FUNÇÃO DA DENSIDADE DE POTÊNCIA  
APLICADA

<b>EFEITO DESEJADO</b>	<b>DOSE (J/cm<sup>2</sup>)</b>
ANTIINFLAMATÓRIO	1 a 3
CIRCULATÓRIO	1 a 3
ANALGÉSICO	2 a 4
REGENERATIVO	3 a 6

### 1.6.8- Mecanismos térmicos

No tecido biológico, a produção de mecanismos térmicos por irradiação com um feixe LASER resulta de três fenômenos distintos: a conversão de luz em calor, a transferência de calor e a reação do tecido. Esta depende da temperatura e do tempo de aquecimento a que esteve sujeito (Zhang Hui, 1998).

A absorção da luz ocorre por excitação eletrônica. Uma das formas possíveis de decaimento das espécies excitadas é por transferência de energia para a rede tecidual, por excitação dos seus modos de vibração. Esta excitação resulta no aquecimento do tecido. Este processo de transformação de luz em calor é muito rápido ( $10^{-13} - 10^{-12}$  s) o que garante que o volume de aquecimento primário corresponde na ausência de processos significativos de dispersão, ao volume irradiado (Toyohama, 2003).

Uma estimativa simples deste volume,  $V_p$ , pode ser obtida a partir da secção do feixe LASER no tecido,  $A_L$  e do comprimento de absorção  $\alpha^{-1}$ :

$$V_p \cdot A_L = \alpha^{-1} \quad (1.8)$$

A transferência de calor através dos tecidos vai aumentar o volume aquecido de tecido, definindo o chamado volume secundário. É este volume que deve ser considerado quando se estuda a reação do tecido ao aquecimento. O processo de transferência de calor ocorre essencialmente por condução térmica. A influência da circulação sanguínea na transferência de calor no interior dos tecidos (transporte por convecção) é desprezível.

As dimensões do volume secundário podem ser aferidas através do comprimento característico de difusão de calor,  $L_D$  pela temperatura da fonte de calor B, sendo esta definida por:

$$A^* \rightarrow B \quad L_D = 2\sqrt{Dt} \quad (1.9)$$

Onde D é a difusibilidade térmica e t é a coordenada tempo.

Para materiais isoladores térmicos, como é o caso da água e da maioria dos materiais biológicos, o valor de  $D$  é da ordem dos  $10^{-3} \text{cm}^2 \cdot \text{s}^{-1}$ . O conhecimento do comprimento característico de difusão permite saber se a energia depositada pelo feixe de luz afeta principalmente a região irradiada ou se difunde significativamente para além desta região. A limitação dos efeitos à região irradiada ocorre quando o comprimento  $L_D$  é inferior ao comprimento de absorção  $\alpha^{-1}$ .

O efeito térmico obtido por irradiação LASER depende da irradiância do LASER e do tempo de irradiação. Podemos ter:

- Hipertermia: trata-se de um aumento moderado da temperatura dos tecidos, que atingem valores na gama de 41°C a 44°C. Pode resultar em morte celular devido à alteração de processos enzimáticos.
- Coagulação: corresponde a uma necrose irreversível sem destruição imediata de tecido. O processo implica temperaturas na gama de 50°C a 100°C bastando apenas um tempo de irradiação da ordem de 1s. Produz dessecação e encolhimento dos tecidos por desnaturação das proteínas e do colágeno.
- Volatilização: implica perda de material. Para temperaturas acima de 100°C bastam tempos da ordem da centena de milissegundos para provocar a vaporização dos tecidos. Na fronteira da região de volatilização existe uma região de necrose por coagulação (Conrado, 2000).

#### 1.6.9- Mecanismos mecânicos

Os mecanismos mecânicos podem surgir de fenômenos de formação de plasma, de vaporização explosiva ou de cavitação. A todos estes fenômenos estão associados a produção de uma onda de choque no interior do tecido. É a propagação desta onda de choque que provoca danos nos tecidos.

Feixes luminosos com irradiâncias entre  $10^{10}$  e  $10^{12} \text{ W/cm}^2$  (por exemplo, com LASERs pulsados Nd:YAG) provocam a ionização dos átomos dos tecidos biológicos e conduzem à formação de um plasma. Na fronteira da região ionizada existe um gradiente de pressão muito elevado que origina a propagação de uma onda de choque.

Quando o tempo de exposição é inferior ao tempo característico da difusão térmica no interior do tecido surge um efeito de confinamento térmico. O tempo característico de difusão térmica ( $\tau$ ) é diretamente proporcional a uma atenuação de temperatura  $r$ . É definido por:

$$\tau = \frac{r^2}{4.D} \quad (1.10)$$

O mecanismo de confinamento térmico implica a acumulação de calor sem difusão e resulta na vaporização agressiva do tecido com conseqüente formação de uma onda de choque.

Se adicionarmos um mecanismo de confinamento mecânico ao confinamento térmico, deixa de ocorrer a vaporização explosiva. Ocorre sim um fenômeno de cavitação: formação de uma bolha de gás no interior do tecido. Esta bolha explode quando a irradiação for interrompida dando assim origem a uma onda de choque (Conrado, 2000).

#### 1.6.10- Mecanismos Fotoablativos e Fotoquímicos

A radiação visível e ultravioleta é absorvida através de processos de excitação eletrônica (Karu, 1989). Esta propriedade pode ser utilizada para quebrar ligações químicas sem aquecimento do material, com resultado similar ao que é obtido com um bisturi. Este processo designa-se por fotoablação.

A condição mínima para quebrar uma ligação química é que a energia  $h\nu = hc/\lambda$  do fóton absorvido seja superior à energia de ligação. Na tabela 1.3, podemos ver as energias de ligação para ligações químicas normalmente encontradas nos tecidos biológicos, bem como os comprimentos de onda máximos da radiação LASER capaz de quebrar tais ligações.

**TABELA 1.3**

ENERGIAS DE LIGAÇÃO E COMPRIMENTOS DE ONDA MÁXIMOS PARA QUEBRAR TAIS LIGAÇÕES

LIGAÇÃO	ENERGIA DE LIGAÇÃO (eV)	COMPRIMENTO DE ONDA (nm)
C-H	3.5	353
O-H	4.5	274
H-H	4.6	268
O-O	5.1	242
C-C	6.2	199
N-O	6.5	190
C-N	7.9	156

Conforme se pode observar na tabela 1.3, todos os comprimentos de onda correspondem à radiação UV.

O excesso de energia relativamente ao consumido na quebra de ligações químicas resulta em produção de calor. Este efeito permite a transição rápida das moléculas para a fase gasosa o que resulta na ablação do material (Trelles, 1984).

A designação “mecanismos fotoquímicos” aplica-se à produção de moléculas a partir de espécies químicas excitadas (excitação eletrônica) após absorção de fótons (Trelles, 1989).

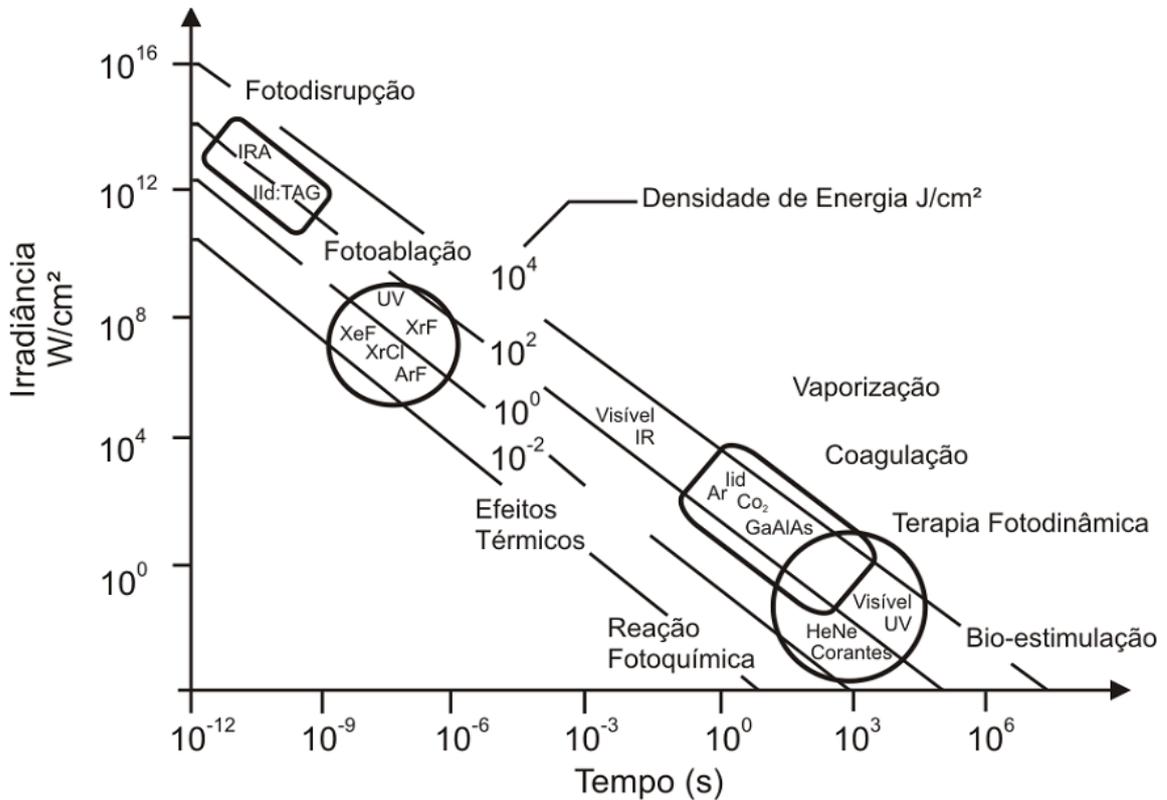
Este processo, que é um dos mecanismos possíveis de decaimento das espécies excitadas, que são naturalmente instáveis, pode ser representado por:



A grande maioria das moléculas encontradas nos tecidos biológicos absorve na região do UV, do azul, do verde e do vermelho.

Abaixo, como exemplo, na Figura-1.10 observa-se quais os mecanismos predominantes para diferentes valores de tempo de exposição e de irradiância a determinados feixes de luz.

Conforme se pode verificar, os mecanismos fotoablativos exigem valores muito elevados de irradiância que são possíveis de obter com LASERs pulsados de nano e picossegundos e LEDs de alto brilho ou de potência (Florez, 2005).



**Figura 1.10:** Mecanismos das interações LASER e de LEDs no tecido biológico.  
Fonte: HTM (2007).

## 1.7 - OLEDS

São conhecidos como polímeros eletroluminescentes ou LEDs orgânicos.

À medida que polímeros de alta pureza passaram a estar disponíveis, uma gama de aparatos semicondutores tem sido investigada, entre eles diodos emissores de luz, mais conhecidos pela sigla inglesa LED. Estes novos LEDs de polímeros são conhecidos como OLEDs, pois são orgânicos em vez de baseados em semicondutores extrínsecos inorgânicos.

OLEDs são fabricados a partir de polímeros semicondutores eletroluminescentes. Para ser eletroluminescente, um polímero, além de ser semicondutor, deve ser fluorescente, isto é, ser capaz de emitir luz visível, ao absorver radiação ultravioleta (Murano, 2006).

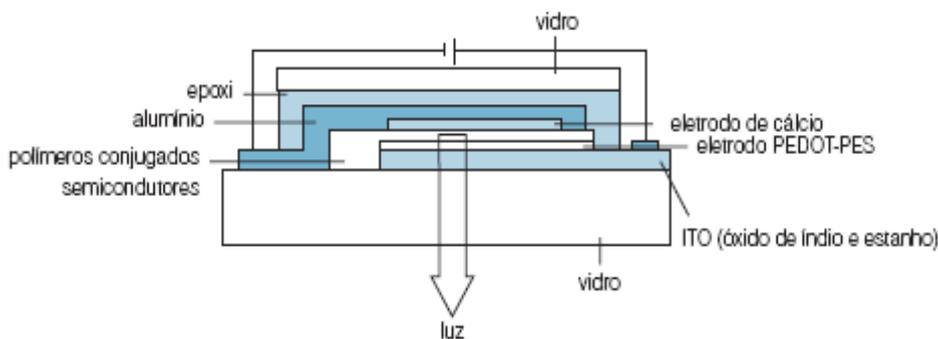
O fenômeno da eletroluminescência em polímeros semicondutores foi relatado pela primeira vez em 1990, para o poli (*p*-fenileno vinileno): um filme deste polímero colocado entre dois eletrodos emite luz amarelo-esverdeada. A Figura 1.11 mostra esquematicamente os componentes de um OLED. O eletrodo metálico (cálcio em contato com alumínio) é o catodo e, portanto, injeta elétrons no polímero semicondutor; o outro eletrodo (PEDOT-PES em contato com um filme condutor e transparente de óxido de índio e estanho - ITO) é o

anodo, que retira elétrons, injetando buracos no polímero semiconductor. Quando os elétrons e buracos injetados se recombinam no seio do polímero, ocorre a emissão de luz, cuja cor pode variar em função do tipo de polímero semiconductor fluorescente utilizado. Como os OLEDs são emissores de luz, seu uso em mostradores é vantajoso em relação aos cristais líquidos, pois estes requerem uma fonte emissora de luz independente (Murano, 2006). Por outro lado, OLEDs requerem menor potência, são capazes de alto brilho e possibilitam uma grande diversidade de cores; outra grande vantagem é que a luz por eles emitida é lambertiana, isto é, ela é igualmente brilhante em todas as direções (ao contrário do que ocorre em visores de cristal líquido). Primeiro micromostrador de OLED foi lançado em outubro de 2000 pela empresa eMagin (<http://www.emagincorp.com/>).

### 1.7.1. Transistores orgânicos

Os primeiros transistores poliméricos foram desenvolvidos no início dos anos 90. Mais recentemente, técnicas semelhantes à do jato de tinta de impressoras foram desenvolvidas para a produção de transistores plásticos cada vez menores, a partir de polímeros semicondutores.

As primeiras aplicações vislumbradas para os transistores orgânicos foram à produção de cartões de crédito inteligentes e telas flexíveis para monitores de computadores. Mais recentemente, está sendo perseguida a produção do chamado “papel eletrônico”, uma combinação de transistores poliméricos com outra tecnologia, a tinta eletrônica. Esta contém milhões de minúsculas cápsulas que respondem a sinais elétricos de modo a que mostrem um corante preto ou um pigmento branco; uma vez ativada, a imagem é mantida com o uso de pouca ou nenhuma energia adicional. O “papel eletrônico” será, na realidade, um mostrador eletrônico plástico que, se bem sucedido, poderá ser atualizado via computadores, telefones sem fio ou mesmo conexões via internet. Usos potenciais seus são em mostradores leves ultrafinos para telefones celulares, assistentes eletrônicos pessoais e livros eletrônicos.



**Figura 1.11** - Componentes básicos de um OLED – diodo orgânico emissor de luz.  
Fonte: Lumileds (2009).

## 1.8 - LASER

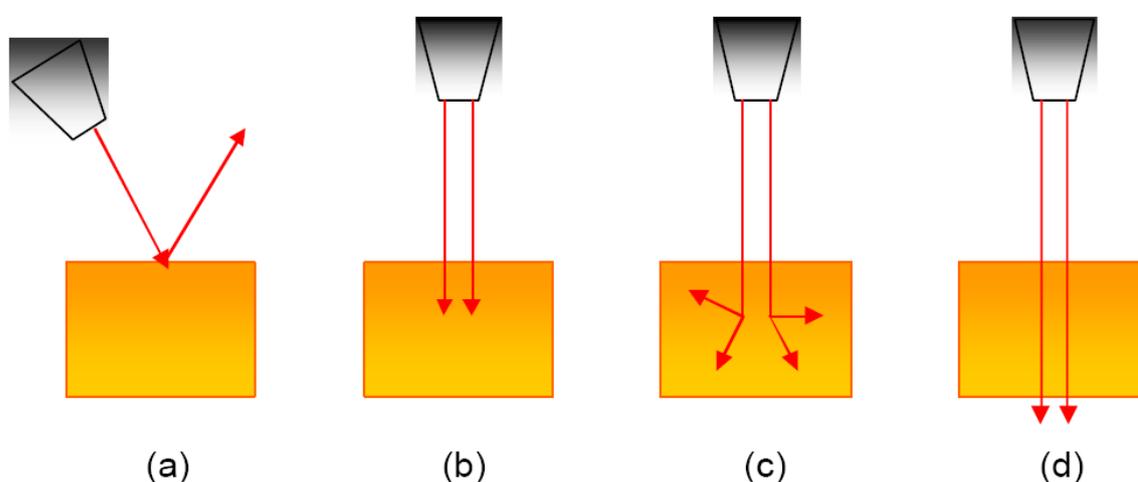
O LASER (cuja sigla em inglês significa *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*, ou seja, Amplificação da Luz por Emissão Estimulada de Radiação) é um dispositivo que produz radiação eletromagnética com características muito especiais: ela é monocromática (possui frequência muito bem definida) e coerente (possui relações de fase bem definidas), além de ser colimada (propaga-se como um feixe).

A luz LASER (*Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*) tem como características principais a monocromaticidade (luz LASER composta de fótons, todos da mesma cor e com o mesmo comprimento de onda) e coerência espacial e temporal (ondas sucessivas da radiação em mesma fase e tempo com os trens de onda com mesma direção e comprimento de onda). A LASERterapia tem sido amplamente estudada na área biológica devido a resultados favoráveis após sua utilização na área da saúde.

De acordo com o comprimento de onda do LASER, situado na faixa do visível ou infravermelho, podem ocorrer diferentes eventos celulares. Os efeitos antiálgicos, bioestimulantes de trofismo celular, antiinflamatório, antiedematoso e normalizador circulatório podem ser esperados da terapia LASER.

A energia emitida pelo LASER é absorvida e transformada através de efeitos bioquímicos e/ou biofísicos no tecido biológico, tendo então seu efeito terapêutico efetivo, podendo ainda ser propagada para tecidos vizinhos. Os efeitos do LBP (LASER de Baixa Potência) foram divididos em dois grupos (Karu,1987). O primeiro grupo foi denominado como sendo o de efeito primário ou direto (bioquímico, bioelétrico e bioenergético). O segundo grupo foi denominado de efeito secundário ou indireto, o qual promove estímulos como o da microcirculação e trofismo celular.

Efeitos analgésicos, antiinflamatórios e cicatrizantes são atribuídos ao LBP, sendo estes efeitos procedentes de uma complexa interação da luz com tecidos onde a energia depositada pode ser, Figura 1.12: (a) Refletida, ocorrendo quando parte da luz incidente retorna, sem haver interação com a matéria, em direção a sua fonte de excitação, Figura 1.12a; (b) Absorvida, quando a o tecido biológico absorve a luz LASER, sendo esta absorção dependente tanto do comprimento de onda emitido, como do coeficiente de absorção tecidual, Figura 1.12b; (c) Difundida, quando a luz LASER muda sua angulação no interior do tecido, Figura 1.12c; e (d) Transmitida, ocorrendo quando a radiação LASER consegue atravessar o tecido biológico, Figura 1.12d (Genovese, 1991).



**Figura 1.12** - (a) Reflexão, (b) Absorção, (c) Difusão e (d) Transmissão.

FONTE: Fotobiomodulação comparativa entre o Laser e LED de baixa intensidade na angiogênese de feridas cutâneas de ratos – Dissertação de mestrado de Adalberto Vieira Corazza - São Carlos – USP, 2005.

### 1.8.1 - LASER de Baixa Potência

Em 1915, Einstein apresentou a teoria da relatividade geral, revelando que a gravidade podia obrigar a luz a fazer curvas, encolher distâncias e atrasar o ritmo do tempo.

Albert Einstein voltou a pesquisar a luz e descobriu o princípio do LASER, que é uma espécie de compactação das partículas luminosas (Genovese, 1991). O LASER produz uma revolução tecnológica à parte, apesar de todas as suas contribuições, Einstein só virou celebridade em 1919. Durante um eclipse, ele demonstrou que a gravidade realmente podia desviar a luz das estrelas distantes.

Um raio luminoso também é composto de partículas denominadas fótons, se um raio luminoso incide sobre a superfície de um metal, cada fóton é capaz de "arrancar" um elétron de um átomo do metal. Isso gera uma pequena corrente elétrica (Gao Hong, 1997).

O LASER é uma radiação eletromagnética não ionizante. A radiação é monocromática, emitindo radiação em um único comprimento de onda, sua monocromaticidade determina a absorção seletiva por cromóforos (melanina, hemoglobina, porfirinas, citocromo oxidase e outros).

### 1.8.2 - Irradiância e Fluência

A irradiância pode ser considerada como densidade de potência (DP), potência óptica de saída do LASER em Watts, dividida pela área irradiada em  $\text{cm}^2$ . O controle da irradiância favorece a aplicação do LASER, para a realização de corte, coagulação, vaporização ou selar o tecido tratado (LASER cirúrgico – alta potência).

A densidade de potência apropriada gera foto-ativação com LASER de baixa potência; multiplicando a irradiância pelo tempo de exposição dado em segundos, poderá obter-se a fluência ou densidade de energia (DE) em  $\text{joules/cm}^2$ . O comprimento da onda é que define a profundidade de penetração no tecido vivo.

As radiações emitidas na região do ultravioleta e na região do infravermelho médio apresentam alto coeficiente de absorção no tecido vivo, favorecendo a penetração e propagação somente na superfície cutânea. Na região do infravermelho 820nm e 840nm ocorre mais penetração que absorção.

O LASER operado em baixa potência é um bioestimulador, promove a cicatrização, remove excesso de pigmentos, cicatrizes deprimidas, hipertróficas e outros (Kurokawa, 1999).

A energia dos fótons de uma radiação LASER absorvida por uma célula será transformada em energia bioquímica e utilizada em sua cadeia respiratória. A luz LASER visível induz uma reação foto-química, ativando diretamente a síntese de enzimas, focalizando as mitocôndrias e lisossomos das células (Lievens, 1991).

As organelas não absorvem luz infravermelha, apenas as membranas apresentam respostas a este estímulo, uma cascata bioquímica de reações, ação foto-física do LASER infravermelho na membrana celular. Os efeitos foto-físicos e foto-elétricos provocam choque entre as células, resultando incremento na síntese de ATP.

Nos tecidos biológicos os efeitos tróficos, antiinflamatório, analgésico, estimulador da microcirculação e sistema linfático local. Proliferação de células epiteliais e fibroblastos, aumentando a síntese e remodelação do colágeno, aceleram a divisão celular, aumento dos leucócitos que participam na fagocitose regeneração dos vasos linfáticos, favorecendo o desenvolvimento do tecido de granulação (Maeda, 1997). Os efeitos observados fora da área

tratada foram atribuídos á fatores humorais. A irradiação do LASER de baixa potência local induz efeitos sistêmicos, proliferação celular e cicatrização tecidual. No organismo normal com a homeostase equilibrada, não apresentará efeito significativo. Tecido com carência nutricional, o efeito é aumento do Ca<sup>2+</sup> intracelular.

Oftalmologia – LASER fotocoagulador de Xenônio, que emitia luz branca. Utiliza-se, nesse caso, basicamente 6 (seis) tipos de LASER, que são: Rubi, Argônio, Xenônio, Criptônio, Nd/YAG e Excimer.

Cardiologia – o LASER ajuda também a tratar a angioplastia, onde uma ou mais artérias estão bloqueadas pelo estreitamento localizado, resultado do acúmulo de colesterol no sangue - chamado de placa aterosclerótica -, onde o fluxo de sangue e oxigênio é diminuído.

O mecanismo de ação desse LASER sobre a placa aterosclerótica é a vaporização, que induz intenso aquecimento localizado tecidual (injúria térmica).

Neurologia - o LASER está sendo empregado, devido às suas qualidades de remoção dos tecidos sem sangramento e sem contato físico.

Ginecologia - vaporizar carcinomas - tumor maligno, câncer -, condilomas - saliência de aspectos verrucosos no ânus ou nos órgãos genitais -, vírus de herpes; cicatrizar hemorragias e úlceras; desobstruir canais de fibras ópticas, entre outras aplicações.

Urologia - vaporização de pedras nos rins, desde que essas se encontrem numa posição favorável. Hemorróidas são vaporizadas rapidamente com anestesia local.

Dermatologia, Cirurgia Plástica e Estética - o LASER é ativamente aplicado na eliminação das manchas de pele, verrugas, tumores benignos, tatuagens, rejuvenescimento cutâneo, tratamento de cicatrizes de acne, varizes, estrias, quelóides, implante capilar, cirurgia de pálpebras, depilação definitiva e outros.

Odontologia – O LASER de hólmio foi capaz de fazer perfurações no dente sem carbonizar ou trincar a dentina, camada situada logo abaixo do esmalte. O LASER entrou nas clínicas odontológicas apenas em 1990 (Medeiros, 2001). O tipo mais usado nos tratamentos clínicos é o LASER de baixa potência, pois tem ação analgésica, antiinflamatória e bioestimulante, contribuindo para a regeneração dos tecidos (Brugnera, 1998). Nessa área é aplicado no tratamento de aftas e herpes labiais, incisões ou remoções de tumores e lesões, vaporização de tecidos em operações plásticas e tratamentos gengivais e como adjuvantes de outros procedimentos clínicos, como tratamento de canal (Kitchen, 2003).

## 1.9 – Diferenças entre o LED e o LASER

As diferenças funcionais entre LEDs e LASER devem ser observadas quando da escolha de sua aplicação em tecidos humanos. O LASER e o LED são fontes de luz levemente diferentes.

O LASER é uma fonte de radiação coerente, enquanto o LED é uma fonte de radiação incoerente, ou seja, o LASER tem uma única cor e um comprimento de onda e, o LED emite luz em vários comprimentos de onda, numa determinada faixa, dependendo da cor da luz emitida pelo mesmo.

O LED é economicamente conveniente, e apresenta um menor custo e maior flexibilidade. A diferença entre eles está no fato da terapia com LASER ser utilizada para realizar alguma modificação em tecidos biológicos, especificamente direcional; já os LEDs, a abrangência pode ser maior devido a sua radiação incoerente, onde o espectro de atuação aumenta.

Muitos profissionais da saúde utilizam o LED como elemento estimulador de ações biológicas. Contudo, os LEDs estão gradativamente substituindo os LASERs por não ser agressiva, indolor, de baixo custo e ter uma resposta significativa nos tratamentos (Bagnato, 2005). A Tabela 1.4 apresenta as diferenças entre o LED e o LASER realizando um comparativo entre suas características intrínsecas.

**TABELA 1.4**

DIFERENÇAS ENTRE O LED E O LASER

<b>CARACTERÍSTICAS</b>	<b>LASER</b>	<b>LED</b>
POTÊNCIA ÓTICA	ALTA	BAIXA
CUSTO	ALTO	BAIXO
UTILIZAÇÃO	COMPLEXA	SIMPLES
LARGURA DO ESPECTRO	ESTREITA	LARGA
TEMPO DE VIDA	MENOR	MAIOR
VELOCIDADE	RÁPIDA	LENTA
DIVERGÊNCIA NA EMISSÃO	MENOR	MAIOR
SENSIBILIDADE À TEMPERATURA	MAIOR	MENOR

O LED emite potência maior quando o LASER está operando com uma corrente inferior a de limiar; entretanto, após a corrente do LASER superar a de limiar, a potência ótica emitida por ele supera a potência ótica emitida pelo LED, conforme se observa na Figura 1.12.

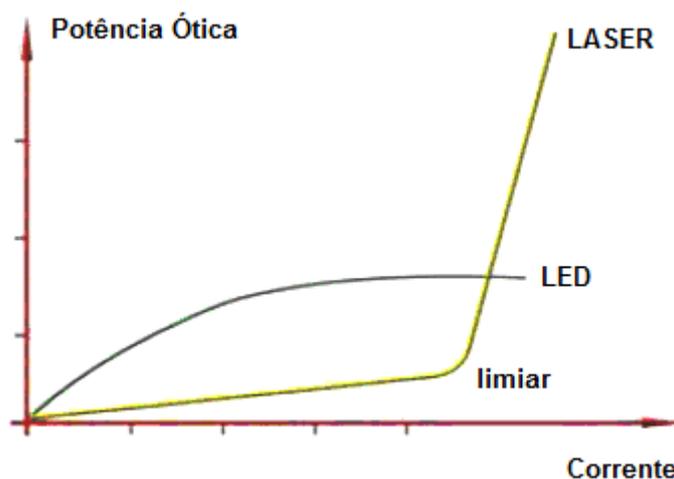
A Tabela 1.5 apresenta um comparativo entre o LED e o LASER elencando suas vantagens e desvantagens.

**TABELA 1.5**

VANTAGENS E DESVANTAGENS DO LED E DO LASER

LED		LASER	
Vantagem	Desvantagem	Vantagem	Desvantagem
Menos Invasiva – estímulo natural	Não coerente	Coerente	Invasiva – estímulo não natural
Disponibilidade de cores	Menos preciso	Mais preciso	Menos cores
Baixo custo	Visualização gradativa do efeito	Visualização do efeito imediato	Custo Elevado
Pode ser aplicado em todo o corpo	Terapia mais lenta	Terapia mais rápida	Não é apropriado para todo o corpo
Adequado para condições crônicas e agudas	Menor precisão no comprimento de onda	Maior precisão no comprimento de onda	Depende do tipo de lesão, mais específico

O LASER demonstra ser mais pontual e com um tempo mais rápido de cura, porém não pode ser utilizado em todo o corpo, pois em algumas áreas do corpo humano sua aplicação não é recomendada devido a fatores térmicos que o mesmo pode gerar e da penetração inadequada em alguns tipos de tecidos devido ao seu comprimento de onda e da sua direcionalidade e, seu custo é ainda elevado. Já o LED demonstra ter a vantagem de ter baixo custo, maior disponibilidade de cores, estimulação natural no tecido, mas é menos preciso que o LASER e o tempo de cura é maior do que o LASER, dependendo da aplicação.

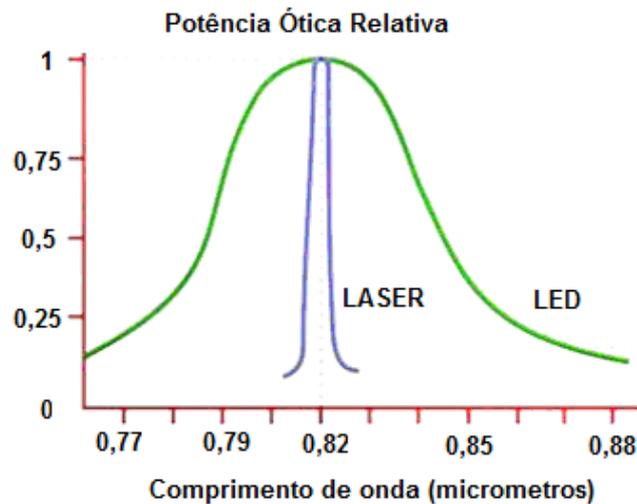


**Figura 1.12** – Comparação da potência ótica entre LED e LASER.

Fonte: HTM (2007).

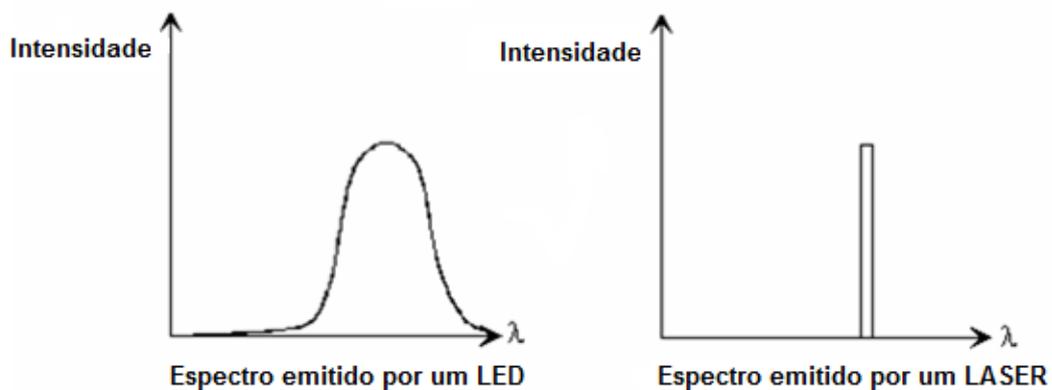
A radiação LASER possui uma faixa estreita de comprimento de onda, enquanto o LED emite vários comprimentos de onda, conforme se observa na figura 1.13. Os LEDs

exibem degradação gradual. Sob condições de operação adequadas, chegam a funcionar  $10^6$  a  $10^9$  horas ininterruptas.



**Figura 1.13** – Potência ótica relativa e o comprimento de onda entre LED e LASER.  
Fonte: HTM (2007).

Os LASERs semicondutores podem chegar a funcionar de  $10^5$  a  $10^7$  horas ininterruptas sob condições de operação adequadas (HTM, 2007). A luz produzida por uma fonte deve depender somente do sinal de entrada e não variar com a temperatura ou outras condições ambientais. LEDs não são afetados por mecanismos de degradação irreversíveis como é o caso de LASERs semicondutores que, por exemplo, sofrem danos irrecuperáveis quando submetidos á transientes de corrente (Muthu, 2002), mais do que os LEDs. A figura 1.14 mostra os espectros emitidos por LEDs e LASERs.



**Figura 1.14** – Espectros emitidos por um LED e um LASER.  
Fonte: HTM (2007).

Os LEDs não fornecem energia suficiente para danificar o tecido, mas fornecem energia suficiente para estimular a nível celular uma resposta por parte do corpo auxiliando na cura do paciente. Uma diferença significativa entre os LASERs e LEDs é a potência de saída. O pico máximo da potência de saída de um LED medido é em milésimos de um watt, enquanto que no LASER é medido em watt. No entanto, esta diferença, quando considerados isoladamente, pode ser enganosa, uma vez que o fator mais crítico que determina a quantidade média de energia fornecida é a razão cíclica gerada pela fonte. Em suma, os LEDs podem emitir pelo menos 33% a mais de quantidade média de energia do que um LASER devido substancialmente a uma razão cíclica mais longa, embora o pico máximo de saída seja muito menor.

Além disso, os LEDs permitem que o feixe luminoso se espalhe por uma superfície e podem gerar uma ampla faixa de comprimentos de onda em vez do LASER que possui um comprimento de onda específico. Uma das vantagens que confere aos LEDs é uma maior facilidade de aplicação, uma vez que as emissões de luz são capazes de penetrar em uma área mais ampla do tecido. Além disso, a multiplicidade de comprimentos de onda do LED, que ao contrário de um só comprimento de onda do LASER, pode permitir que uma ampla gama de tipos de tecidos seja afetada e, ainda, produzir reações fotoquímicas no tecido através do sistema fotorreceptor celular.

A dispersão de luz gerada pelo LED atinge uma superfície maior, isso resulta em um tratamento mais rápido, do que a unidirecionalidade do LASER, mas depende do tipo de terapia. O uso de LED é mais seguro, proporcionando uma suave, mas eficaz entrega de energia luminosa e de um maior rendimento energético por unidade de área em um dado período de aplicação.

### **1.10 – Fotobioestimulação**

A fotobioestimulação é usada por vários profissionais da área da saúde, dentre estes podemos citar os fisioterapeutas, que buscam tratar dores musculoesqueléticas agudas e crônicas; cirurgiões-dentistas, no tratamento de cicatrizações de ulcerações, inflamações orais e pós-operatórios; dermatologistas, em edemas, úlceras, queimaduras, dermatites, dentre outros. O processo de absorção de luz em um comprimento de onda específico pelo fotorreceptor de uma molécula faz-se necessário para que tenhamos uma reação fotobiológica.

Após a absorção da luz é produzido um estado eletronicamente excitado molecular, onde processos preliminares deste estado podem conduzir a um efeito biológico a nível celular.

Uma luz que possui coerência elevada, ou seja, a fase de oscilações na onda eletromagnética permanece inalterada por muito tempo, é importante quando a fase de oscilação do elétron em uma substância excitada pela luz for longa e inalterada. A grande quantidade de átomos contidos em biomoléculas grandes faz com que a interação entre estes conduza a uma perda rápida da fase das oscilações do elétron. Este motivo revela que a coerência da luz pode não ser necessária uma vez que os efeitos fotoquímicos serão independentes desta característica. A fotobioestimulação tem como característica uma variedade de métodos com uso em várias fontes emissoras de luz. Além de serem usados em tecnologia LASER, os diodos de GaAIAs são também usados em emissores de luz (LED). O LASER possui um comprimento de onda coerente longitudinal que os permite irradiar tecidos com maiores volumes, o que não ocorre com o LED, por possuir característica de coerência longitudinal demasiadamente pequena. A resposta tecidual ao tipo de terapêutica (luz coerente ou não coerente) a ser aplicada, é dependente da profundidade da camada do tecido que se quer irradiar (HTM, 2007).

### **1.11 - LASER e LEDs na reparação tecidual**

Desde o advento do LASER terapêutico em 1960, a aplicação clínica no tratamento de feridas está ganhando dimensões cada vez maiores. Os pesquisadores estão sempre preocupados em quantificar as estruturas presentes nos tecidos que colaboram para a evolução da reparação da lesão por meio de análises histológicas. Atualmente, com a biologia molecular e a genética, os estudiosos procuram verificar os sinais celulares que estimulam ou inibem a síntese de fatores de crescimento e síntese protéica. Além das análises teciduais e celulares, os cientistas idealizam constantemente a popularização do tratamento fotônico, visto que estudos estão sendo realizados para verificar a aplicabilidade clínica do LED terapêutico de baixa intensidade nas diversas condições patológicas.

Como todo processo de reparação é precedido de uma fase inflamatória, e esta é de fundamental importância para o sucesso da evolução de uma ferida, há uma constante busca para obter o conhecimento da influência da fototerapia nesta fase de cicatrização.

Esses resultados justificam a eleição da terapia fotônica de baixa intensidade no auxílio da reparação de tecidos isquêmicos ou lesados por trauma mecânico, exercendo grande apoio juntamente com as demais técnicas dispostas para esse tipo de tratamento.

## 1.12 – Conclusão

Neste capítulo foram comparadas as ações e os efeitos dos LEDs e do LASER na interação da luz com os tecidos biológicos. Os OLEDs ainda buscam seu espaço no meio biomédico. O LASER e o LED são fontes de luz levemente diferentes. O LASER é uma fonte de radiação coerente, enquanto que o LED é uma fonte de radiação incoerente, ou seja, o LASER tem uma única cor e um comprimento de onda. Os LEDs emitem luz numa faixa de comprimento de onda e podem oferecer várias opções de emissão de cores.

O importante é obter o comprimento de onda desejado e a potência suficiente para penetrar nas camadas mais profundas ou superficiais da pele. O LED tem uma vantagem clara, oferece várias luzes de cores diferentes (depende do tipo e modelo) podendo ser hermeticamente embalados em conjunto e se sobrepõem uns aos outros para entregar várias cores ou comprimentos de onda simultaneamente em uma considerável área de tecido.

O LASER oferece algumas vantagens como maior potência óptica se comparados com os LEDs, largura espectral menor o que proporciona menor dispersão material e são eficazes em alguns tratamentos. Entre suas desvantagens, é que são mais caros que os LEDs, pois a dificuldade de fabricação é maior; são mais sensíveis que os LEDs e trabalha somente com comprimentos de onda específicos.

Aplicação de LEDs em tecidos humanos é indolor e não causa desconforto no paciente e não é um tratamento traumático, apresenta boa resposta, pois realiza estimulação natural a nível celular.

Uma das contribuições deste trabalho é apresentar o efeito que a luz emitida por LEDs de alto brilho, na cor azul e vermelha, realiza nos tecidos biológicos humanos.

## CAPÍTULO 2

# APLICAÇÕES DE LEDs NA SAÚDE

### 2.1 - Introdução

As aplicações de LEDs na saúde começam a despertar muito interesse na comunidade científica em função de suas vantagens, baixo custo e longa vida útil destes dispositivos.

A técnica de fototerapia já existe há vários anos, mas a aplicação de LEDs especiais de alto brilho, por exemplo, é recente e necessita ser estudada profundamente.

O tecido biológico apresenta diversos processos químicos, cada área biológica responde a luz diferentemente. Por meio da fluorescência óptica, é possível realizar nas células a ação da fotobioestimulação (Marques et. al., 2004).

A exposição à luz gerada pelos LEDs acelera o crescimento celular em relação às células que não são submetidas à luz. Um conjunto de LEDs que emite luz no espectro visível aumenta a energia das células, o que acelera o processo de cura dos pacientes.

Além da LEDterapia aplicada em algumas áreas será abordada uma breve análise sobre uma outra terapia, que envolve aplicação de drogas em um determinado tecido específico que após algumas horas ocorrerá a aplicação de luz neste local que promoverá a fotobioestimulação, sendo chamada de fototerapia dinâmica.

### 2.2 - O Sistema Tegumentar

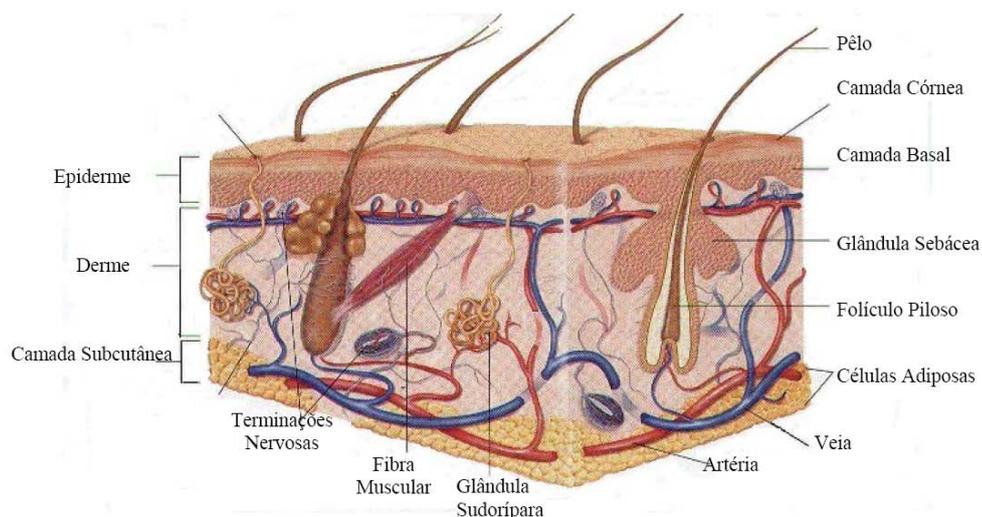
O revestimento externo do corpo constitui o chamado tegumento comum. Fazem parte deste sistema a pele, seus anexos e a camada subcutânea ou hipoderme, conforme mostra a Figura 2.1. A pele se constitui em um dos maiores órgãos, sendo responsável por aproximadamente 16% do peso corporal. Este órgão varia de modo notável em diferentes áreas do corpo, tendo uma espessura de 0,5 mm nas pálpebras e de 4 mm nas regiões palmo-plantares.

Com múltiplas funções, este grande órgão atua na função de proteção do organismo contra agentes físicos, químicos e infecciosos (bactérias), além de prevenir a eliminação excessiva de água por evaporação, ou o seu ganho. Funciona como sistema refrigerador, uma

vez que as glândulas sudoríparas secretam um fluido para resfriar o corpo, enquanto os pêlos e uma camada subjacente de gordura isolam contra o frio.

Os vasos sanguíneos existentes, além de conduzirem os fatores nutricionais e oxigênio para os tecidos, também influenciam a regulação térmica. Em repouso a pele contém cerca de 20 vezes mais sangue do que seria necessário para a nutrição tecidual, favorecendo a perda de calor para a superfície. Em caso de frio, ocorre uma vasoconstrição mantendo o calor corporal e, em situações de calor, acontece a vasodilatação. A existência de uma trama de receptores sensoriais no tecido cutâneo possibilita a organização dos estímulos de sensibilidade para o córtex cerebral.

A pele é composta de três camadas, denominadas de epiderme, derme e hipoderme, sendo as duas primeiras as principais. Cada uma delas é formada por tecidos diferenciados e funções distintas.



**Figura 2.1** – Representação da constituição do tecido humano – sistema tegumentar.

FONTE: JOHNSON, J.G. (2003). Biology II: anatomy & physiology. Frederick: Frederick High School. Cap.46, Section 4. Disponível em: <<http://www.sirinet.net/~jgjohnso/integproject.html>>. Acesso em: 27 Feb. 2005.

### 2.2.1 - Epiderme

A epiderme é uma camada com profundidade diferente conforme a região do corpo. Zonas sujeitas a maior atrito como palmas das mãos e pés têm uma camada mais grossa (conhecida como pele glabra), e chegam a até 2 mm de espessura.

A epiderme é constituída por um epitélio estratificado pavimentoso queratinizado (células escamosas em várias camadas). A célula principal é o queratinócito (ou ceratinócito), que produz a queratina. A queratina é uma proteína resistente e impermeável responsável pela

proteção. Existem também ninhos de melanócitos (produtores de melanina, um pigmento castanho que absorve os raios UV); e células imunitárias, principalmente células de Langerhans, gigantes e com prolongamentos membranares (Elder et al., 2001).

A epiderme não possui vasos sanguíneos, porque se houvessem vasos na epiderme ela ficaria mais sujeita a ser "penetrada" por microorganismos. Os nutrientes e oxigênio chegam à epiderme por difusão a partir de vasos sanguíneos da derme.

- A epiderme apresenta várias camadas. A origem da multiplicação celular é a camada basal.

Todas as outras são constituídas de células cada vez mais diferenciadas que com o crescimento basal vão ficando cada vez mais periféricas, acabando por descamar e cair (uma origem importante do pó que se acumula nos locais onde vivem pessoas ou animais).

- Camada basal, é o mais profundo, em contacto com derme, constituído por células cúbicas pouco diferenciadas que se dividem continuamente, dando origem a todas as outras camadas.

Contém muito pouca queratina. Algumas destas células diferenciam-se e passam para as camadas mais superficiais, enquanto outras permanecem na camada basal e continuam a se dividir (Marques et. al., 2004).

- Camada espinhosa: células cúbicas ou achatadas com mais queratina que as basais.

Começam a formar junções celulares umas com as outras, como desmossomas e tight junctions (daí o aspecto de espinhos).

- Camada granulosa: células achatadas, com grânulos de queratina proeminentes e outros como substância extracelular e outras proteínas (colágenos).

- Camada lúcida: células achatadas hialinas eosinófilas devido a grânulos muito numerosos proteicos. Estas células libertam enzimas que as digerem. A maior parte já está morta (sem núcleo). Estão presentes na pele sem folículos pilosos (pele glabra).

- Camada cornea: constituído de células achatadas eosinófilas sem núcleo (mortas) com grande quantidade de filamentos, principalmente queratinas.

- A junção entre a epiderme e a derme tem forma de papilas, que dão maior superfície de contacto com a derme e maior resistência ao atrito.

### 2.2.1.1 - Órgãos anexos da epiderme

- Folículo piloso: produz uma estrutura maciça queratinizada, o pêlo, que é produzido por células especializadas na sua raiz, constituindo o bulbo piloso. Tem músculo liso erector e terminações nervosas sensitivas associadas. Os folículos pilosos dos bigodes de alguns animais como o gato são altamente especializados como órgãos dos sentidos.

### 2.2.3 - Derme

A derme é um tecido conjuntivo de sustentação da epiderme. É constituído por fibrilhas de colagénio e elastina com numerosos fibrócitos que fabricam estas proteínas e sustentam o tecido (Elder et al.,2001).

Tem duas camadas, a camada papilar de contacto com a epiderme e a camada reticular mais densa. É na derme que se localizam os vasos sanguíneos e linfáticos que vascularizam a epiderme e também os nervos e os órgãos sensoriais a eles associados. Estes incluem vários tipos de sensores:

1. Corpúsculo de Vater-Pacini, sensíveis à pressão.
2. Corpúsculo de Meissner com função de detecção de pressões de frequência diferente.
3. Corpúsculo de Krause, sensíveis ao frio (pele glabra).
4. Órgão de Ruffini, sensíveis ao calor.
5. Célula de Merckel, sensíveis a tato e pressão.
6. Folículo piloso, com terminações nervosas associadas.
7. Terminação nervosa livre, com dendritos livres sensíveis à dor e temperatura.

### 2.2.4 – Hipoderme

Tecnicamente já não faz parte da pele (camada subcutânea). É constituído por tecido adiposo que protege contra o frio. É um tecido conjuntivo frouxo ou adiposo que faz conexão entre a derme e a fáscia muscular e a camada de tecido adiposo é variável à pessoa e localização.

- Funções: reservatório energético; isolante térmico; modela superfície corporal; absorção de choque e fixação dos órgãos.

Camadas:

- Areolar: superficial; adipócitos globulares e volumosos e numerosos e delicados vasos.
- Lâmina fibrosa: separa a camada areolar da lamelar.
- Lamelar: mais profunda; aumento da espessura com ganho de peso (hiperplasia).

### 2.2.5 - Fisiologia (função)

A pele é um órgão muito mais complexo do que aparenta. A sua função principal é a protecção do organismo das ameaças externas físicas. No entanto, ela tem também funções imunitárias, é o principal órgão da regulação do calor, protegendo contra a desidratação. Tem também funções nervosas, constituindo o sentido do tacto e metabólicas, como a produção da vitamina D.

#### 2.2.6 - Protecção física

A epiderme secreta proteínas e lípidos (a principal, é a queratina) que protegem contra a invasão por parasitas e a injúria mecânica e o atrito. Contra esta também é fundamental o tecido conjuntivo da derme, no qual os fibrócitos depositam proteínas fibrilares com propriedades de resistência à tracção e elasticidade, como os colagénios e a elastina. A melanina produzida pelos seus melanócitos protege contra a radiação, principalmente UV.

Sua quantidade aumentada produz o bronzamento da pele.

#### 2.2.7 - Protecção da desidratação

Uma das funções vitais da pele é a protecção contra a desidratação. Os seres humanos são animais terrestres, e necessitam de proteger os seus corpos principalmente compostos de água contra a evaporação excessiva e desidratação e o subsequente choque hipovolémico e morte, que seriam inevitáveis num meio seco e quente. É comum vítimas de queimaduras graves morrerem electrocutadas de choque hipovolémico (sangue com pouco volume devido à perda de água) se perderem superfície cutânea extensamente. A pele protege da desidratação por dois mecanismos. As junções celulares como *tight junctions* e desmossomas dão coesão às células da epiderme e a sua superfície contínua de membrana lipídica impede a saída de água (que não se mistura com lípidos) (Elder et. al., 2001).

#### 2.2.8 - Regulação da temperatura corporal

A pele também é o principal órgão da regulação da temperatura corporal através de diversos mecanismos:

1. Os vasos sanguíneos subcutâneos contraem-se com o frio e dilatam-se com o calor, de modo a minimizar ou maximizar as perdas de calor.

2. Os folicúlos pilosos têm músculos que produzem a sua erecção com o frio (pele de galinha), aprisionando bolhas de ar estático junto à pele que retarda as trocas de calor - um mecanismo mais eficaz nos nossos antepassados mais peludos.
3. As glândulas sudoríparas secretam líquido aquoso cuja evaporação diminui a temperatura superficial do corpo.
4. A presença de tecido adiposo (gordura) subcutâneo protege contra o frio uma vez que a gordura é má condutora de calor.

#### 2.2.9 - Como órgão imunitário

A pele é um órgão importante do sistema imunitário. Ela alberga diversos tipos de leucócitos. Há linfócitos que regulam a resposta imunitária e desenvolvem respostas específicas; células apresentadoras de antígeno (histiócitos ou células de Langerhans) que recolhem moléculas estranhas (possíveis invasores) que levam para os gânglios linfáticos onde as apresentam aos linfócitos CD4+; mastócitos envolvidos em reacções alérgicas e luta contra parasitas.

#### 2.2.10 - Funções metabólicas

As funções metabólicas da pele são importantes. É lá que é fabricada, numa reacção dependente da luz solar, a vitamina D, uma vitamina essencial para o metabolismo do cálcio e portanto na formação/manutenção saudável dos ossos.

#### 2.2.11- Como órgão dos sentidos

Finalmente a pele também é um órgão sensorial, constituindo o sentido do tacto. Ela apresenta numerosas terminações nervosas, algumas livres, outras com comunicação com órgãos sensoriais especializados, como células de Merckel, folicúlos pilosos. A pele tem capacidade de detectar sinais que criam as percepções da temperatura, movimento, pressão e dor. É um órgão importante na função sexual.

#### 2.2.12- O ciclo celular da pele

A pele normal produz cerca de 1250 células por dia para cada cm<sup>2</sup> e essas células são provenientes de 27000 células; a pele do doente de psoríase produz 35000 nova células a cada dia para cada cm<sup>2</sup> e essas células provêm de 52000 células. A duração normal do ciclo celular da pele é de 311 horas, mas se reduz para 36 na pele psoriática (Elder, D. et al.,2001).

### 2.2.13- Embriologia

A pele é constituída por duas camadas germinativas diferentes: a ectoderme e a mesoderme. A epiderme tem origem na ectoderme, enquanto a derme e o tecido adiposo subcutâneo têm origem mesodérmica (Marques et. al., 2004).

## 2.3 – Terapias de LEDs aplicadas nos tecidos humanos

Existem algumas técnicas que utilizam conjuntos de LEDs como terapia de auxílio ou, da própria cura, em pacientes que necessitam de restabelecimento tecidual, tanto no rejuvenescimento das células quanto para a cicatrização. As aplicações de LEDs nos tecidos humanos, chamam-se Terapia Fotodinâmica e LEDterapia (Moreira, 2008).

### 2.3.1 - Terapia Fotodinâmica

A terapia fotodinâmica (TFD), uma não tão recente modalidade terapêutica, envolve o uso de reações fotoquímicas mediante a combinação de agentes fotossensibilizadores e luz para o tratamento de diferentes tipos de afecções que apresentam como característica comum um crescimento celular anormal. Entre elas, destaca-se o câncer, que é uma das doenças que mais afetam a humanidade.

A medicina vem utilizando, já há algum tempo, diversas tecnologias no tratamento do câncer que, combinadas, podem oferecer melhor qualidade de vida para o paciente ou, em muitos casos, a cura total. Dentre as técnicas mais utilizadas podem-se citar a quimioterapia, a radioterapia e a cirurgia (Maeda, 1997).

Comparando-se a TFD aos tratamentos convencionais, esta oferece a vantagem de ser um método eficiente, não-invasivo, com mínimo efeito colateral e seletivo na destruição do tecido doente, sem danificar os tecidos saudáveis ao redor da massa tumoral (Ishii et al, 2005). Na TFD, a interação da luz com cromóforos específicos adsorvidos em tecidos não

sadios desencadeia uma série de processos fotofísicos e fotoquímicos, gerando espécies reativas, que destroem as células anormais *in situ* (Maeda, 1997).

A Terapia Fotodinâmica tem sido consignada como uma nova modalidade promissora no tratamento de câncer desde o começo de 1980 e atualmente, o interesse pelo uso da TFD tem aumentado como resultado do seu reconhecimento por parte do FDA (Food and Drug Administration — Estados Unidos), como um tratamento eficaz para diversas doenças.

Entre as moléstias para as quais a TFD tem sido investigada e aplicada cita-se: degeneração macular da retina, miopia patológica, psoríase, artrite reumatóide sistêmica, arteriosclerose, infestações microbianas, entre outras.

Durante as últimas décadas, a TFD tem-se mostrado eficaz como técnica tanto à cura clínica, como ao diagnóstico de certas enfermidades por fluorescência. Para ser implantada, a TFD exige uma grande diversidade de conhecimentos, incluindo fatores químicos, físicos, médicos e biológicos (Ferreira, 2005).

### 2.3.2. TFD: Mecanismos de ação

A fototerapia dinâmica alia aplicação de luz e administração de uma substância sensível á esta. Essa substância é ingerida pelo paciente (tópica, oral ou intravenosa) e suas moléculas são capturadas pelas células. Ela percorre o corpo e é eliminada pelas células sadias em 36 horas.

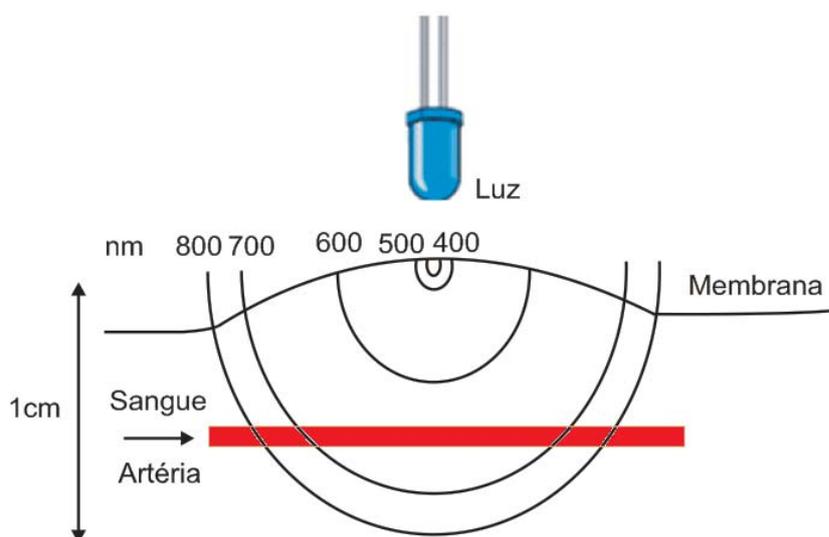
As células cancerosas retêm a substância por mais tempo. A TFD utiliza mecanismos importantes para matar as células, dos quais se destaca o mecanismo que utiliza o oxigênio que temos dentro da célula, transformando esse oxigênio, em um agente citotóxico. Ao incidir luz sob a molécula que contém a substância, a mesma absorve a luz e fica em um estado chamado excitado – possui energia armazenada (Ferreira, 2005). Quando uma molécula de oxigênio se aproxima dela, a energia que está armazenada é transferida para o oxigênio, produzindo o oxigênio singleto, um agente altamente reativo. Esse oxigênio imediatamente reage com aquelas moléculas que formam as membranas das células, as membranas do núcleo e das mitocôndrias, destruindo as células no mesmo instante. É uma foto reação química intensa que ocorre no interior da célula.

Esta seletividade é obtida, pois, em geral, estes compostos têm maior afinidade por tecidos neoplásicos, levando a um maior acúmulo nestes, além do que, o tempo de eliminação do fármaco nestas células é longo quando comparado com o de células sadias.

É importante ressaltar que, ao receber luz de comprimento de onda superior a 800 nm, ocorre absorção da energia pelas moléculas de água, sem excitação eletrônica, ocasionando apenas um pequeno aquecimento do tecido. Por outro lado, a baixa penetrabilidade de radiações de frequências maiores (região ultravioleta) é decorrente da forte absorção desta por componentes do extrato biológico e ao acentuado espalhamento de luz. Assim sendo, a denominada “janela terapêutica” da TFD compreende classicamente a região de comprimento de onda entre 600 e 800 nm (Maeda, 1997). A Figura 2.2 representa a penetração da luz no tecido humano em função do comprimento de onda.

Inúmeros estudos vêm sendo desenvolvidos utilizando o princípio da terapia fotodinâmica, aplicada tradicionalmente no combate de células tumorais, para inativar microorganismos. A maioria dos trabalhos *in vitro* com vírus tem procurado a esterilização do sangue ou de seus produtos.

Também há trabalhos utilizando a terapia fotodinâmica para eliminar fungos, como a *Candida albicans*, responsável pelas candidoses sistêmicas que ocorrem principalmente em pacientes imunodeprimidos. Ou ainda para combater parasitas humanos, como o *Plasmodium falciparum*, protozoário causador da malária, e o *Trypanosoma cruzi*, responsável pela doença de Chagas, e eliminar bactérias, como as presentes na cavidade bucal, responsáveis pela cárie e pela doença periodontal (Ferreira, 2005).



**Figura 2.2** - Dependência do grau de penetração de luz em um tecido em função do comprimento de onda.

FONTE: Sternberg e Dolphin,( 1998).

Embora ainda não exista um consenso na literatura nem mesmo sobre a nomenclatura a ser utilizada para essa terapia, muitos autores chamam de ação fotodinâmica antimicrobiana.

Essa técnica vem sendo apontada como uma alternativa de baixo custo no tratamento de infecções locais (Marques et. al., 2004).

Atualmente, o LASER é a fonte de luz mais empregada para ativar os fotossensibilizadores. Porém, com o desenvolvimento dos LEDs começaram a surgir os primeiros estudos utilizando esses diodos emissores de luz na terapia fotodinâmica.

Uma das vantagens da utilização da ação fotodinâmica antimicrobiana é que a morte das bactérias pode ser controlada restringindo-se a região irradiada. Assim evita-se a destruição microbiana em outros locais e o desenvolvimento de resistência seria improvável.

Outra importante vantagem da técnica é o fato de que ela pode ser aplicada inúmeras vezes, sem qualquer tipo de efeito colateral, e sem causar reações sistêmicas a certos tipos de drogas. Em muitas situações em que se precisa de uma ação local e rápida para controlar a presença de microorganismos, a ação fotodinâmica mostra-se bastante adequada (Ferreira, 2005).

E, finalmente, mas não menos importante, há a questão do custo da terapia. Com fontes de luz, como os LEDs e fotossensibilizadores baratos, esse tipo de tratamento passa a ser economicamente muito viável.

Um trabalho piloto, realizado em colaboração com o Hospital Amaral Carvalho, de Jaú, interior paulista, mostrou grande eficiência no uso da técnica para controle do papilomavírus humano (HPV) em mulheres e homens. A abordagem pode representar uma alternativa barata e eficiente para combater o HPV, presente num elevado número de mulheres brasileiras e freqüentemente associado à ocorrência do câncer de colo do útero.

Assim sendo, a ação fotodinâmica antimicrobiana é um campo promissor que, apesar de ainda necessitar de mais estudos, já demonstrou sua viabilidade e está começando a ser empregada clinicamente. Mais uma ação da luz para promover a vida (Bagnato, 2007).

A Figura 2.3 mostra uma aplicação de Terapia Fotodinâmica em ratos.



**Figura 2.3** – Detalhe da aplicação da Terapia Fotodinâmica.

FONTE: Fotobiomodulação comparativa entre o Laser e LED de baixa intensidade na angiogênese de feridas cutâneas de ratos – Dissertação de mestrado de Adalberto Vieira Corazza - São Carlos – USP, 2005.

### 2.3.3 – LEDterapia

A LEDterapia aplicação do dispositivo de estado sólido para interagir junto à saúde está ganhando força e avança a cada dia em várias áreas, entre elas, na engenharia biomédica, na odontologia, na fisioterapia e na estética. A engenharia biomédica tem apresentado grandes avanços em suas pesquisas sobre a aplicação de LEDs no tratamento de lesões pré-malignas e malignas, no tratamento do rejuvenescimento e da acne, da queda de cabelos, nas lesões de pele, na cicatrização de feridas, nas incisões pós-operatórias, na recuperação psicológica do paciente, onde as luzes são aplicadas no ambiente e em outras frentes da medicina. A aplicação de LEDs de alto brilho e de potência nos tecidos humanos será abordada nesta etapa a fim de elencar as principais características e emprego destes dispositivos na saúde (Moreira, 2008).

Os efeitos da radiação luminosa sobre os tecidos já são bastante conhecidos na área da saúde por meio da ação da radiação LASER de baixa intensidade da luz visível (vermelha) ou invisível (Infravermelha), promovendo uma vibração molecular, o que leva os tecidos a um aumento de metabolismo chamado de bioestimulação (Moreira, 2008). A coerência da luz não é fator preponderante para a bioestimulação, possibilitando, como por exemplo, na cicatrização das feridas do pé de diabético através da terapia da luz não coerente dos LEDs de 650 nm (Marques et. al., 2004).

A radiação emitida sobre a célula atua no aumento da permeabilidade da membrana celular, favorecendo a troca de metabólitos com o meio extracelular. Atua sobre as

mitocôndrias favorecendo a síntese de ATP e conseqüentemente estimulam a síntese de proteínas, como colágenos e elastinas, contribuindo também com a divisão celular.

Em um trauma é inevitável a instalação de um processo inflamatório. O edema formado no ato de uma agressão é o grande vilão para a reparação, uma vez que dilui a concentração do meio extracelular dificultando a nutrição da célula. Por outro lado, a migração de células inflamatórias para a região promove a liberação de grande quantidade de radicais livres que vão dar origem aos radicais superóxidos. Eles diminuem o pH da área afetada, reduzem a oxigenação dos tecidos e com isso inibem a divisão celular, agravando o quadro (Heelspurs.com, 2007).

Quando a pele é irradiada, células mononucleares do sangue são capazes de levar o efeito mensageiro para todo o corpo, liberando mediadores químicos e atuando no sistema imunológico. Células como os mastócitos são capazes de liberar substâncias vaso dilatadoras como as histaminas, promovendo a dilatação dos vasos linfáticos – o que permite a drenagem do edema para dentro da corrente sanguínea possibilitando sua filtragem pelos rins.

Por outro lado estimula hormônios com endorfinas e serotoninas - promovendo um aumento do limiar da dor - estimula enzimas com o superóxidodesmutase, que é capaz de controlar a ação dos radicais livres, neutralizarem o pH e diminuir a adesividade plaquetária. Isso permite uma melhor oxigenação dos tecidos afetados favorecendo a cicatrização e qualidade da reparação, minimizando assim o uso de medicamentos (Bezerra, 2003).

Em áreas que necessitem de uma maior densidade de energia, procura-se integrar a irradiação do infravermelho longo à luz dos LEDs, acoplado ao sistema mecânico, com um conjunto de LEDs operando em 650nm, com uma potência de 20mW/cm<sup>2</sup>, capaz de irradiar uma área de 50cm<sup>2</sup>, que permite direcionar a irradiação a áreas específicas que necessitem de uma maior densidade de energia para a sua recuperação.

A aplicação com comprimentos de onda com luz vermelha e próxima ao infravermelho possui a característica imediata de aliviar a dor e proporciona a cura dos tecidos. Pode-se observar este efeito utilizando-se uma lâmpada halógena em uma área tecidual que tenha a sensação de dor. Várias pesquisas têm demonstrado ao longo de vários anos, que as células agem rapidamente convertendo os alimentos em energia, ação esta que é chamada simplesmente de ATP ou Adenosina Tri-fosfato, ou ainda, Trifosfato de Adenosina, que nada mais é que um nucleotídeo responsável pelo armazenamento de energia em suas ligações químicas. Embora, os LEDs são utilizados para fornecer a luz, sabe-se que as células utilizam a luz solar desde a primeira aparição das mitocôndrias. Cerca de 30% da luz solar está na faixa de "cura" entre o vermelho e próximo do infravermelho (comprimentos de onda

em torno de 630nm a 900nm). Estes comprimentos de onda passam através do sangue e do tecido (Marques et. al., 2004).

Até 50% da energia é absorvida por uma "bomba de prótons" (é uma proteína integral de membrana que funciona a partir da hidrólise de ATP em ADP e fosfato. Efetua o transporte ativo de prótons através da membrana de uma célula, mitocôndria ou outro compartimento subcelular, contra o gradiente de concentração) nas mitocôndrias que faz o acionamento.

Além da ATP, o cálcio e a alcalinidade tornam-se disponíveis. A luz em excesso, nos comprimentos de onda, citados, aumentam a oxidação. O espectro de absorção do sangue cai subitamente para permitir que estes comprimentos de onda possam atravessar, o que indica a evolução da hemoglobina poderia ter sido influenciado por células que necessitam destes comprimentos de onda (D. Sonnewend, 2004).

Os arranjos de LEDs são um meio para fornecer o comprimento de onda desejado sem aquecer o tecido ou expor à pele aos Raios Ultravioletas A e B. Pode-se questionar que os "LASERS", o comprimento de onda; e razões de pulso são importantes, mas a quantidade total de energia luminosa aplicada ao tecido lesado é a variável mais importante. A bomba de prótons absorve todos os comprimentos de onda na faixa entre 630 a 900nm quase que igualmente. Os arranjos de LEDs emitem uma grande quantidade de energia próxima ao comprimento de onda específico. Os LEDs podem concentrar sua energia perto de um comprimento de onda específico na faixa de 660nm ou 850nm.

A luz halógena emite um espectro de luz que é muito semelhante à luz solar, mas sem tanta UV. Como a luz solar, a halógena proporciona uma fonte inexpressiva de energia de auxílio à cura, na faixa de 630 a 900nm de comprimento de onda. O sol e a luz halógena emitem cerca de 30% da sua energia neste intervalo. A lâmpada incandescente gera calor com espectro similar ao do sol (que é baseado na física do corpo negro de radiação), mas os seus espectros são direcionados distante da faixa do infravermelho. Longe da faixa do infravermelho é bloqueado e absorvido pela água da pele, provocando o aquecimento da pele.

A luz halógena pode cobrir uma área maior com mais facilidade do que os LEDs e não gera tanto calor na faixa do infravermelho como a incandescente e lâmpadas que geram muito calor. O tempo de aplicação da luz halógena é de 20 minutos e colocada o mais próximo possível da pele quanto possível sem excesso de calor e após, seguido de aplicação com gelo.

Um saco com água ou um copo de água (3 a 4 centímetros de diâmetro) podem ser usados para bloquearem o calor gerado pelo infravermelho. Óculos são utilizados para proteger os olhos (Marques et. al., 2004).

As lâmpadas que geram calor já são utilizadas para reduzir a dor. Acredita-se que o calor controlado seja benéfico. Próximo ao infravermelho, uma porção de calor gerado por determinadas lâmpadas podem proporcionar maior benefício, apesar dos problemas causados pelo calor acima do infravermelho.

Contudo, observa-se que os LEDs levam grande vantagem em relação à halógena em função de não emitir calor para o tecido, o que direciona cada vez mais o rumo a Ledterapia (Moreira, 2008).

#### 2.3.4 - Dosagem para Auxiliar na Cura e o Tempo de Aplicação

A maioria das aplicações com dispositivos LEDs requer de 15 a 30 minutos, uma ou duas vezes ao dia para ajudar o tecido que está por baixo da pele, este tempo e número de aplicações vai variar em função da aplicabilidade e de penetração da luz no tecido. A pele negra exige mais tempo, podendo gerar mais calor na pele. Segundo Heelspurs, 4 Joules de energia (J) aplicada a cada  $1\text{cm}^2$  de área, por dia, é a melhor dosagem de auxílio à cura, mas isto é para células lesadas que são diretamente expostas à luz. Tanto que  $300\text{J}/\text{cm}^2$  pode ser necessário para chegar às células lesadas que estão a uma polegada abaixo da pele (Heelspurs.com, 2007).

Um Joule (J) é um Watt (W) aplicado em um segundo, de modo  $4\text{J}/\text{cm}^2$  é o mesmo que aplicar  $0,05\text{W}$  para cada  $1\text{cm}^2$  de área por 80 segundos ( $80\text{s} \times 0,05\text{W}/\text{cm}^2 = 4\text{J}/\text{cm}^2$ ). Logo,  $0,05\text{W}/\text{cm}^2$  é igual a  $50\text{mW}/\text{cm}^2$ , que é a força gerada pelas unidades de LEDs existente, no mercado e com 25% a mais energia do que o brilho da luz solar na faixa de 630nm a 900nm.

A luz pode chegar ao tecido lesado que está por baixo da pele, ela deve passar pela pele e por outros tecidos, porém sofrerá uma redução de sua intensidade luminosa. Isso equivale aproximadamente a um tempo de aplicação de quase 15 minutos para se obter  $4\text{J}/\text{cm}^2$  abaixo da pele, quando  $50\text{mW}/\text{cm}^2$  é aplicado na superfície da pele. Nossos ancestrais ficavam expostos a 5 a  $40\text{mW}/\text{cm}^2$  de energia da luz solar no intervalo entre o vermelho e ao quase-infravermelho, em torno de 10 horas por dia de exposição, gerando uma dosagem média diária de aproximadamente  $300\text{J}/\text{cm}^2$ . Pode-se aplicar  $100\text{J}/\text{cm}^2$  para reduzir dores que estão localizadas a  $1/2$  polegadas de profundidade. Não deve ocorrer qualquer dano de até 20 minutos de aplicação para  $200\text{mW}/\text{cm}^2$  ( $360\text{J}/\text{cm}^2$ ), mas isto é 2 vezes mais energia por  $\text{cm}^2$  do que o total de energia (todos os comprimentos de onda) da luz solar para que a pessoa exposta possa ter definitivamente problemas com o calor (Heelspurs.com, 2007).

### 2.3.5 - Dosagem de Aplicação do Arranjo de LEDs

A concentração luminosa oriunda do bulbo do LED pode concentrar a luz a um determinado ponto luminoso que pode ter uma razão elevada em milicandelas, mas ao passar através da pele sofre uma dispersão da sua concentração luminosa. O controle da taxa luminosa é importante, pois o total da energia de luz emitida pelo LED em Watts ou a energia por centímetro quadrado, em unidades de  $\text{mW}/\text{cm}^2$ . Se o projetista utilizar seu conhecimento na escolha menos dispendiosa para a confecção da fonte de alimentação, então, a potência do conversor deve ser de cerca de 2 ou 3 vezes mais do que o total da sua energia luminosa. O máximo de potência luminosa do dispositivo de saída da fonte é a metade da potência ( $W = \text{Volt} \times \text{Ampères}$ ) do transformador. O  $\text{mW}/\text{cm}^2$  é o total de energia luminosa em mW dividido pelo comprimento e largura do arranjo de LEDs em cm. O rosto de uma pessoa, por exemplo, mal pode sentir o calor após poucos segundos de aplicação de  $50\text{mW}/\text{cm}^2$  no intervalo 630 a 880nm. Da mesma forma a pessoa não pode sentir o efeito do calor com  $20\text{mW}/\text{cm}^2$ , mas à  $200\text{mW}/\text{cm}^2$  pode sentir a pele quente ( $105^\circ\text{F} = 40,55^\circ\text{C}$ ), após 5 minutos (Heelspurs.com, 2007).

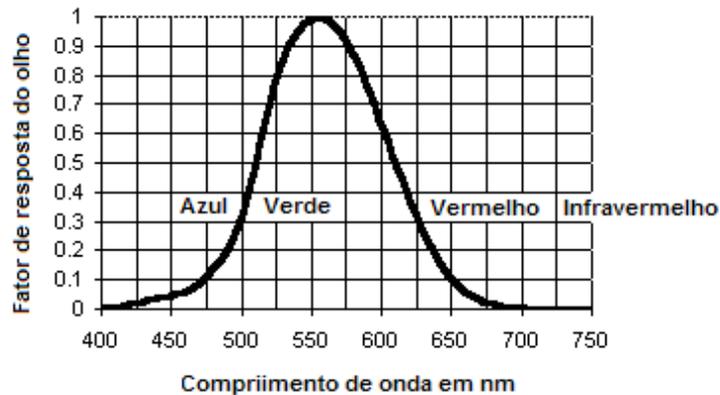
### 2.3.6 - 660nm versus 880nm

Entre estes comprimentos de onda é necessário avaliar a aplicação, mas com 660nm a penetração no sangue e na água é um pouco melhor. Em 660nm tem-se 33% mais de energia por fótons do que em 880nm, e o sangue pode exigir um valor mínimo de energia para a libertação de oxigênio favorecendo uma maior fotobioestimulação a nível celular (Heelspurs.com, 2007).

### 2.3.7 - 660nm versus 630nm

Há evidências de que 630nm poderia ser tão benéfica como 660nm. A aplicação com LEDs em 660nm são mais eficientes em energia e emitem mais luz. A luz vermelha em 630nm aproxima-se da cor laranja e em 660nm é bastante vermelha. Acima dos 660nm é quase infravermelho, e o olho humano não é capaz de vê-los tão bem. A cor vermelha em 630nm é utilizada em sinaleiras de carro, semáforos, entre outras aplicações porque é 6 vezes mais fácil ver do que em 660nm. O olho não paralisa repentinamente seus movimentos

quando é incidido luz a 700nm, mas ocorre um declínio gradual na sensibilidade. A Figura 2.4 ilustra o comprimento de onda em função da resposta visual humana.



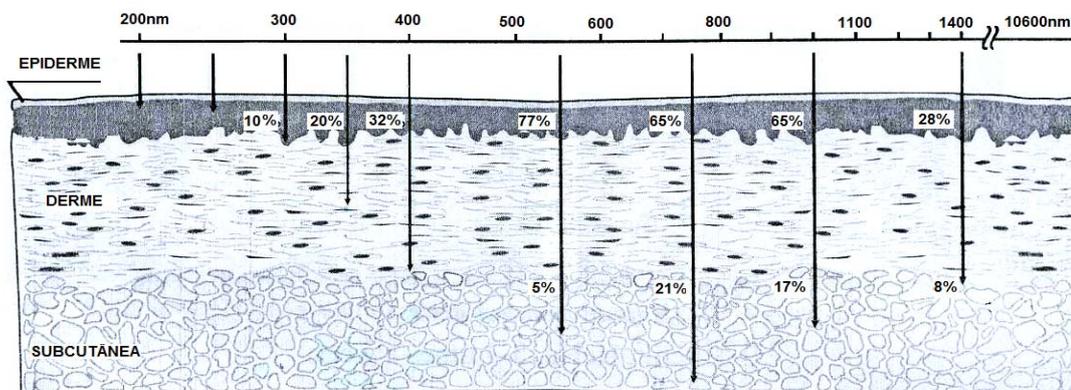
**Figura 2.4** – Comprimento de onda em função da resposta visual humana.

FONTE: SIMUNOVIC, Z; TROBONJACA, T. (2000) LASERS in Medicine and Dentistry – Basic Scienc and up-to-date Clinical Application of Low Energy – Level LASER Therapy.

### 2.3.8 - 880nm versus 850nm

Em 850nm é possível gerar mais energia luminosa com menos calor, em comparação com 880nm. A aplicação com LEDs em 880nm e, deixando de lado frequências que atuam na faixa de 870 a 890nm, bloqueando por mais de 25% na absorção da água do que em 850nm.

O corpo responde a vários comprimentos de onda menores do que 850nm (820 a 830nm é um dos picos de resposta da onda e as fontes de LEDs que geram 850nm afetam este pico, mas os LEDs geralmente não estão disponíveis especificamente para 820nm). Esta é outra razão para analisar que 880nm não é tão eficiente como em 850nm. A figura 2.5 ilustra penetração no tecido pela luz em relação ao comprimento de onda.



**Figura 2.5** – Penetração no tecido humano em função do comprimento de onda.

FONTE: SIMUNOVIC, Z; TROBONJACA, T. (2000) LASERS in Medicine and Dentistry – Basic Scienc and up-to-date Clinical Application of Low Energy – Level LASER Therapy.

### 2.3.9 – Aplicação de LEDs na Odontologia:

Desde que as técnicas adesivas foram incorporadas à odontologia, os procedimentos restauradores tornaram-se mais conservadores. No passado, as alternativas mais viáveis na solução do problema de escurecimento dental eram basicamente a aplicação de diferentes técnicas protéticas. Além de muitas vezes proporcionar resultados estéticos questionáveis, era necessária a remoção de estrutura dentária saudável em demasia.

O escurecimento dental ocorre por cromóforos (pigmentos) impregnados na estrutura dental pelas mais variadas razões, como traumatismos, medicação intracanal, hemorragias na estrutura interna dos dentes, entre outras causas. Quando esses pigmentos formam uma molécula capaz de refletir luz em comprimento de onda visível pelo olho humano e cuja intensidade é superior à luz refletida pela estrutura dental, predomina então a cor do pigmento e observa-se o dente escurecido (Medeiros, 2001).

As técnicas para clareamento dessas estruturas pigmentadas nos tecidos dentários baseiam-se na ação do oxigênio, obtido a partir da decomposição do peróxido de hidrogênio por meio de uma fonte ativadora, como: processo de catalisação, ação do calor, luz, LASER e, mais recentemente, com o uso dos LEDs.

Tanto LASERs e LEDs de baixa e média intensidade, quando LASERs cirúrgicos, ou seja, de alta intensidade, têm aplicações de excelência atualmente na clínica odontológica, bem como na pesquisa laboratorial. Analgesia temporária, desinflamação e biorregulação das respostas celulares são os resultados fisiológicos quando da aplicação dos sistemas LILT (Low Intensity LASER Therapy) ou LLLT (Low Level LASER Therapy), o LASER de baixa intensidade. Estudos quanto à capacidade para analgesia em longo prazo, bem como o efeito na cicatrização e neoformação tecidual têm sido realizados. Hard LASERs, LASERs Cirúrgicos, LASERs de Alta Potência, HILT - High Intensity LASER Treatment são denominações mais empregadas para a LASERterapia Invasiva.

Na odontologia clínica, os LASERs de alta intensidade podem ser aplicados tanto em tecidos moles quanto em tecidos duros, além de se constituírem em um instrumento coadjuvante para a ativação térmica de alguns materiais, tais como resinas compostas e agentes clareadores (M.R. Alves, 2007).

A evolução de técnicas, produtos e processos na odontologia é uma das grandes conquistas da indústria e da ciência neste segmento. Em 1999 começaram a ser testados os primeiros aparelhos fotopolimerizadores que utilizavam o LED como energia luminosa capaz de iniciar o processo de cura de resinas compostas. Os primeiros equipamentos eram

compostos de 7 LEDs de 250mW. Desde então muito se evoluiu em pesquisa baseado em resultados positivos e negativos que foram colhidos com o tempo.

Muitas empresas removeram as fontes halógenas de suas linhas de produção, certificando o sucesso atual deste tipo de equipamento. Potência, comprimento de onda, técnica incremental de inserção para controle de fator C e nanotecnologia acompanharam o arsenal estético do cirurgião dentista na transformação para a excelência que hoje se busca.

De acordo com a evolução, foram descobertas outras indicações para esta fonte de luz de baixo custo, baixo consumo e alta durabilidade. Independente da discussão sobre o uso da luz no clareamento, o fato é que a indústria continua investindo na busca de uma aplicabilidade segura para esta técnica. Paralelo ao fotocclareamento, outros tipos de LEDs associados a medicamentos podem gerar bons resultados com a terapia fotodinâmica.

Recentemente, os LEDs brancos começaram a ser utilizados na iluminação do campo operatório com excelentes resultados, pois além das características citadas anteriormente, a luz branca promove maior contraste de cores facilitando o diagnóstico, menor geração de temperatura e associado a um conceito óptico adequado, aumenta o conforto do paciente durante o tratamento eliminando focos indesejáveis nos olhos do paciente.

Atualmente o LED tem outra função importante no consultório como auxiliar no processo diagnóstico. A transiluminação, técnica já reconhecida pela ciência médica, tem a característica de mostrar por meio da refração da luz pelo elemento dental, alterações em esmalte e dentina, favorecendo o processo de interpretação. Para tal, potência e comprimento de onda devem ser levados em consideração (M.R. Alves, 2007).

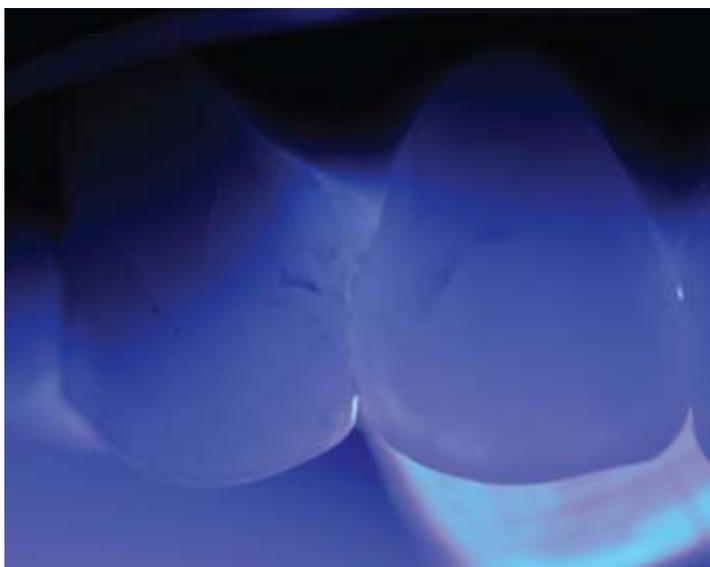
A Luz branca emitida por um LED de potência de 5W, com comprimento de onda entre 420 e 600nm evitando o infravermelho e ultra-violeta e potência de 1500mW/cm<sup>2</sup> apresenta os melhores resultados em termos de contraste, conforme mostra a Figura 2.6.



**Figura 2.6** – Contraste através da ação da luz branca.

Fonte: Alves M.R. universidade Federal de Uberlândia, UNIC-Cuiabá e FORP-USP, (2007).

A luz azul emitida por um LED de potência de 5W, com comprimento de onda de 470nm exclusivamente e potência de  $1200\text{mW}/\text{cm}^2$ , utilizado para a fotopolimerização pode ser utilizado com algumas limitações, mas ainda com bons resultados, como mostra a Figura 2.7.



**Figura 2.7** – Aplicação da luz azul na fotopolimerização.

Fonte: Alves M.R. universidade Federal de Uberlândia, UNIC-Cuiabá e FORP-USP, (2007).

Um dos fotopolimerizadores mais presentes no mercado com um LED de potência de 3W, comprimento de onda de 460nm e potência entre  $600$  a  $800\text{mW}/\text{cm}^2$  apresenta resultado semelhante quando aplicado sobre um elemento. O motivo desta limitação é a potência do equipamento, o que não inviabiliza a utilização para a transiluminação, como pode ser visto na Figura 2.8.



**Figura 2.8** – Exemplo da transluminação.

Fonte: Alves M.R. universidade Federal de Uberlândia, UNIC-Cuiabá e FORP-USP, (2007).

Levando em consideração estes fatos, lesões mais extensas onde a profundidade deve ser avaliada para a eleição da técnica restauradora em comparação com microabrasão (Figuras 2.9 e 2.10), podem ser feitas com potências mais baixas, ao contrário de lesões menos evidentes que necessitam de potência e contraste para serem descobertas.



**Figura 2.9** – Detalhe antes da aplicação de clareamento.

Fonte: Alves M.R. universidade Federal de Uberlândia, UNIC-Cuiabá e FORP-USP, (2007).



**Figura 2.10** – Exemplo da aplicação.

Fonte: Alves M.R. universidade Federal de Uberlândia, UNIC-Cuiabá e FORP-USP, (2007).

Em casos de clareamentos pós-ortodontia (Figura 2.11), a transiluminação sempre deve ser feita para se determinar a técnica de clareamento desejada para que possíveis manchas brancas latentes possam ser evidenciadas com a utilização de altas concentrações de agentes clareadores.



**Figura 2.11** – Clareamento pós-ortodontia.

Fonte: Alves M.R. universidade Federal de Uberlândia, UNIC-Cuiabá e FORP-USP, (2007).

### 2.3.10 - Tratamento da Acne:

A fotobiomodulação usando LEDs vem ganhando cada vez mais espaço, principalmente por ser um equipamento compacto e ter custo mais acessível quando comparado ao sistema LASER, e maior coerência quando comparados à luz convencional (Bagnato, 2007). Pacientes com acometimento moderado e severo de acne na região da face pode reduzir o problema com a morte das bactérias aeróbicas que são sensíveis a determinados tipos de luz, principalmente a azul. A morte dessas bactérias deve estar

relacionada à absorção da luz pela porfirina produzida pelas bactérias, com subsequente produção de radicais livres, tóxicos à célula. O uso de LEDs que emitem na cor azul pode reduzir sensivelmente o problema da acne (Santoni, 2007).

#### 2.3.11 - Psoríase:

Grandes avanços terapêuticos estão sendo obtidos no tratamento da psoríase através da fototerapia de baixa intensidade, principalmente em decorrência do efeito antiinflamatório que esta modalidade terapêutica confere. Contudo os estudos direcionados para o tratamento da psoríase com fototerapia de baixa intensidade ainda são muito escassos. A ação antiinflamatória do LASER de baixa intensidade auxilia na redução deste processo.

Em um estudo realizado (Bagnato, 2005) foram aplicados em quatro pacientes acometidos pela psoríase um protocolo de tratamento realizado uma vez por semana utilizando um dispositivo composto de um arranjo de LEDs com uma banda de emissão no azul, com potência em torno de 100mW, permanecendo por 10 segundos em cada ponto de aplicação em contato com a região afetada pela psoríase. Os resultados clínicos demonstraram que a luz azul é eficiente para a modulação da auto-agressão tecidual das lesões psoriáticas, com a vantagem de não induzir danos ao DNA e RNA, já que não se trata de uma radiação ionizante. O autor indica que nos casos de psoríase, o tratamento com dispositivos à base de LED azul pode apresentar como vantagens a maior intensidade de luz na região do espectro eletromagnético de interesse terapêutico, equipamento compacto, custo acessível e possibilidade de irradiação de áreas maiores (Santoni, 2007; Bagnato, 2007).

#### 2.3.12 - Envelhecimento da pele (rugas e manchas)

As manchas na pele, que podem ser hipo ou hiper-pigmentadas, geralmente são decorrentes da exposição excessiva ao sol, acne, gravidez, uso inadequado de cosméticos, anticoncepcionais, estresse e predisposição genética.

O tratamento das alterações da pele apresenta uma conotação muito mais preventiva do que curativa, visto que o envelhecimento tem caráter fisiológico. As atuais técnicas de intervenção buscam proporcionar melhora no aspecto geral da pele através de procedimentos que incrementam a circulação superficial local, com o objetivo de melhorar a nutrição e o metabolismo celular, assim como o aumento do tônus muscular.

Nesse sentido, abordagens como terapia por colágeno, estimulação mioelétrica, eletrolifting, massagens, peelings, ginástica facial, preenchimentos e até cirurgias plásticas

vem sendo cada vez mais procuradas na luta contra as modificações cutâneas promovidas pelo envelhecimento.

Existem algumas técnicas de fotorejuvenescimento eficazes no retardo do envelhecimento precoce, mas quase todas têm aspectos inconvenientes como tempo de recuperação prolongado e risco de alterações na pigmentação devido aos danos não desejados às camadas mais profundas da derme. Dessa forma, a combinação de tratamentos menos agressivos e que estimulem o remodelamento da derme podem ser obtidos com a utilização de LASERs e LEDs de baixa intensidade (Santoni, 2007).

A fototerapia de baixa intensidade é uma modalidade não-ablativa, indolor, segura e pode ser eficaz para a melhora dos sinais de foto envelhecimento (Moreira, 2008).

### 2.3.13 - Estrias

As estrias são classificadas como uma atrofia tegumentar adquirida, de aspecto linear e sinuoso, a princípio avermelhadas, depois esbranquiçadas e abrilhantadas, dispostas perpendicularmente às linhas de tensão da pele, indicando um desequilíbrio elástico localizado. São freqüentemente observadas em indivíduos obesos, na gravidez, em algumas síndromes, com o uso de esteróides, nos tumores da supra-renal, atividade física rigorosa, estresse, dentre outras condições. O tratamento das estrias pode ser beneficiado com a fototerapia de baixa intensidade, uma vez que a ação da luz é exercida em nível celular, estimulando síntese de fibras de colágeno e conseqüentemente a tensão epidérmica, devendo melhorar o aspecto da pele (Heelspurs.com, 2007).

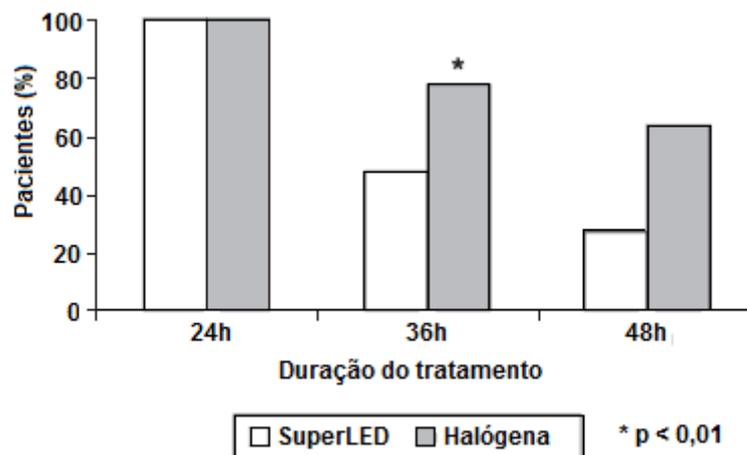
### 2.3.14 – Comparando LEDs com outro tipo de lâmpada

Num estudo realizado na unidade de tratamento intensivo (UTI) neonatal da Clínica Perinatal Laranjeiras no período de junho de 2005 a fevereiro de 2006, no Rio de Janeiro, onde foram estudados 88 recém-nascidos prematuros, com peso de nascimento (PN) maior do que 1.000 g, internados consecutivamente (Bianca et. al., 2007). Os grupos analisados não apresentaram diferença estatisticamente significativa quanto ao PN, idade gestacional (IG), sexo ou tipo de parto.

Foram realizadas sessões de fototerapia via LEDs e lâmpadas halógenas. A irradiância média ( $\mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$ ) emitida pela fototerapia equipada com lâmpadas LED de alto brilho foi significativamente maior do que a emitida pela lâmpada halógena ( $37\pm 9 \mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$  versus  $21\pm 6 \mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$ ,  $p < 0,01$ ).

Ao longo das primeiras 24 horas de tratamento da icterícia, a queda na concentração sérica de bilirrubina total foi significativamente maior nos pacientes que receberam fototerapia por LEDs do que naqueles que receberam fototerapia halógena. Com 24 horas de fototerapia, um número significativamente maior de pacientes recebendo fototerapia por LEDs havia atingido níveis séricos de bilirrubina que justificaram a interrupção do tratamento (23 *versus* 10,  $p < 0,01$ ). O tempo médio total de tratamento foi significativamente menor nos pacientes que receberam fototerapia Super LED do que nos que foram tratados com fototerapia halógena (36,8±21 horas *versus* 63,8±37 horas;  $p < 0,01$ ).

Após as primeiras 24 horas, tempo mínimo de tratamento, observou-se que a diferença no número de recém-nascidos que ainda permaneciam em fototerapia nos dois grupos aumentava significativamente. Com 36 horas de tratamento, o grupo que recebeu fototerapia por LEDs tinha 21 recém-nascidos e o grupo da fototerapia halógena possuía ainda 34, resultando em uma diferença de 38,2%. Em 48 horas de tratamento, essa diferença já era de 57,1%, com 12 recém-nascidos no Super LED e 28 no grupo da fototerapia halógena, conforme se observa na figura 2.7.



**Figura 2.7** – Número (%) de pacientes em fototerapia durante as 48 horas.

Fonte: Jornal de Pediatria, Scielo. Sociedade Brasileira de Pediatria, Porto Alegre-RS, 2007.

Da população estudada, nenhum paciente apresentou falha de tratamento ou necessitou de exsanguíneo transfusão. Nenhum paciente apresentou instabilidade térmica ou *rash* cutâneo durante o período do estudo (Bianca et. al., 2007). Não houve diferença estatisticamente significativa na perda de peso durante o período em que o paciente foi submetido à fototerapia (1,89% de perda de peso considerando o peso inicial no grupo Super LED e 1,99% do peso inicial no grupo da fototerapia halógena;  $p > 0,33$ ).

## 2.4 – Conclusão

A literatura científica é ainda muito escassa no que diz respeito ao emprego de LASERs e, em especial, LEDs de baixa intensidade em tratamentos estéticos e a diversidade entre os parâmetros, como o tipo de radiação, a dosimetria, o comprimento de onda, o protocolo terapêutico e o tipo de tecido tratado, dificulta a conclusão definitiva sobre as terapêuticas mais eficazes no tratamento das dermatoses. Dessa maneira, destaca-se a necessidade de que essas modalidades sejam cada vez mais estudadas, compreendidas e difundidas. Há necessidade de se realizar pesquisas mais acuradas, que envolvam a utilização da LASERterapia e LEDterapia de baixa intensidade e terapia fotodinâmica aplicadas às diversas dermatoses de maneira mais específica e padronizada para definição das melhores dosimetrias e estratégias de intervenção trazendo benefícios ainda maiores aos pacientes que buscam esses tratamentos (Moreira, 2008).

A eficácia terapêutica da fototerapia depende da dose de irradiância do espectro da fonte de luz utilizada e da superfície corporal exposta à luz. O espectro azul da luz visível, por coincidir com o espectro de absorção da bilirrubina, é considerado o mais eficaz para o tratamento da icterícia neonatal, mostrado no estudo de caso.

Foram apresentadas várias aplicações de LEDs que podem ser utilizadas na saúde, destacando as modalidades de Terapia Fotodinâmica e a LEDterapia.

## CAPÍTULO 3

**COMPORTAMENTO DO COMPRIMENTO  
DE ONDA EM FUNÇÃO DO MÉTODO DE  
CONTROLE DE LUMINOSIDADE****3.1 – Introdução**

Várias características, variáveis e aplicabilidade devem ser levadas em consideração quando é desenvolvido um conversor eletrônico para alimentar um grupo de LEDs, pois o comprimento de onda, tensão e corrente de saída, potência de saída, regulação e controle da razão cíclica, frequência de chaveamento; além do tipo de aplicação que será realizado no tecido humano, são fatores primordiais para a devida escolha da topologia a ser utilizada (Moreira, 2008).

O comprimento de onda que será abordado no trabalho ficará na faixa do azul (455 a 492nm) e na faixa do vermelho (622 a 780nm), pois estão na faixa da chamada janela terapêutica, e a duração dos tratamentos não são longos.

A razão cíclica será alvo de estudo em função do comprimento de onda e da corrente que alimentará os LEDs. Serão avaliados dois métodos que são amplamente utilizados na indústria para controle de luminosidade de LEDs. Será feita uma avaliação sobre a eficiência de LEDs alimentados com correntes típicas de conversores eletrônicos.

A influência da forma de onda da corrente na eficiência luminosa é de fundamental importância para este estudo e serão elencadas avaliando suas principais características e seu comportamento.

A influência da forma de onda da corrente na eficiência de LEDs depende da topologia implementada e de seu controle, do fluxo luminoso, da eficiência luminosa entre outras.

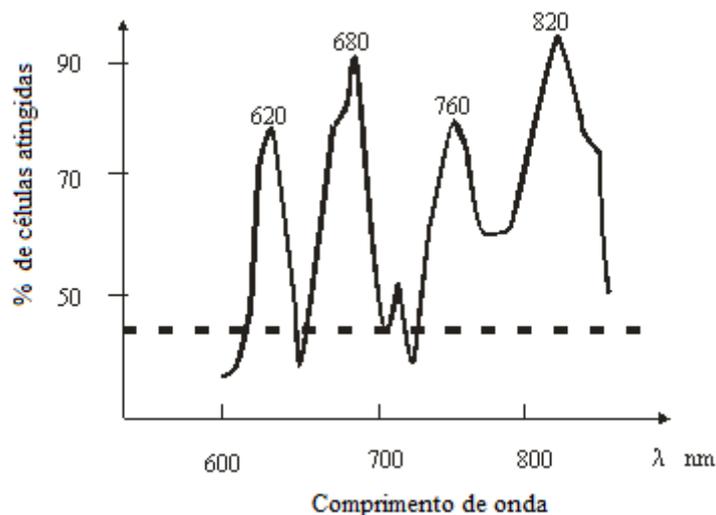
Os LEDs normalmente são caracterizados com uma ou muitas correntes CC nominais, dependendo do projeto. Contudo, para gerar uma verdadeira corrente CC sem qualquer *ripple* é necessário o uso de um controle adequado na confecção da topologia a ser implementada. É necessário conhecer a influência do *ripple* na corrente.

### 3.2 – Comportamento do comprimento de onda, da razão cíclica e da frequência

#### 3.2.1 - Comprimentos de onda adequados

Há evidências de que alguns comprimentos de onda proporcionam uma melhor resposta biológica. Algumas pesquisas indicam que 620, 680, 760, e 820nm poderiam ser o mais adequado comprimento de onda. Os LEDs, comercialmente, encontram-se, em alguns determinados comprimentos de onda, por exemplo; em 630, 660, 850, e 880nm. Estes picos não são exatos, pois podem alterar-se, por isso, há uma determinada gama de LEDs disponíveis com uma ação mais biologicamente ativa em relação aos comprimentos de onda.

A partir do comprimento de onda de 630nm gerado por determinado LED pode afetar o pico de 620nm como mostra a Figura 3.1, e a 660nm de comprimento de onda gerado pelo LED se aproxima do pico de 680nm, e o de 850nm no pico de 820nm, aumentando o número de células atingidas. Operando LEDs com corrente na faixa de miliamperes (mA) pode-se diminuir o pico de onda; desta forma é possível obter um pico de onda mais ideal. Será necessário realizar um estudo antes de diagnosticar qual o comprimento de onda mais ideal para realizar a aplicação e a qual fim se destina. O melhor arranjo de LEDs será aquele que mistura os comprimentos de onda gerados por LEDs e de forma não pulsada; embora alguns comprimentos de onda e com geração de pulsos podem atingir tecidos mais profundos (Moreira, 2008).



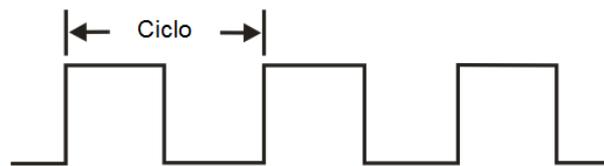
**Figura 3.1** – Picos de comprimentos de onda.  
Fonte: Heelspurs (2007).

### 3.2.2 - Influência da razão cíclica na forma de onda e na luminosidade em LEDs

Os LEDs são dispositivos semicondutores que podem ser ligados e desligados rapidamente com o auxílio da aplicação de métodos, como a técnica de PWM. Esta técnica, concatenada no controle de luminosidade (dimming) através do chaveamento (liga-desliga) pode produzir um efeito de variação de tensão, controlando a corrente média do LED. Este método fornece a habilidade em aumentar a faixa de controle de luminosidade pela obtenção de níveis de correntes mais baixos e um controle linear da intensidade luminosa.

É usual uma alta frequência modulada para impedir a percepção de pulsos individuais de luz, causando o efeito de cintilação (*flicker*). A luminosidade é diretamente proporcional à corrente que circula nos LEDs (H. Broeck. et. al., 2007).

A razão cíclica, apresentada na figura 3.2 é expressa como a razão entre a duração do pulso e o período do sinal, ou a quantidade de tempo onde o pulso é alto (largura do pulso) dividido pelo período total do pulso.



**Figura 3.2** – Razão cíclica.

A figura mostra uma onda quadrada com a razão cíclica de 50%. A largura do pulso no nível 1 é igual a do nível 0. Isso significa que, se a amplitude do sinal é 5V, a saída será a tensão média em todo ciclo, que é 2.5V. É como ter uma tensão constante de 2.5V. Se a razão cíclica fosse de 10% teria uma tensão média de 0.5V.

A modulação por largura de pulso (PWM) é um método popular de controle de luminosidade de LED, devido à linearidade do ajuste do brilho. No PWM, a corrente efetiva é variada pela mudança da largura do pulso de corrente ( $t$ ), sendo a frequência de modulação ( $1/T$ ) constante. A temperatura da junção dos LEDs é um parâmetro importante porque tem uma influência significativa sobre a cor, o fluxo luminoso e a vida útil dos LEDs.

Segundo P. Manninen (2009), as características fotométricas, colorimétricas e térmicas podem ser investigadas durante o controle de luminosidade via PWM. Em seu estudo, a luz de saída foi controlada com várias razões cíclicas entre 5% e 95%.

O comportamento do LED foi estudado nas modulações de frequências de 180 Hz e 1000 Hz. A corrente (driver) do LED no PWM foi 350 mA. As características do LED também foram testadas com o método de redução de corrente contínua nas faixas de 50, 100, 200 e 350 mA (P. Manninen, 2009).

A Figura 3.3 mostra o controle de luminosidade via PWM correlacionar-se bem com o caso ideal, para as modulações de frequências em estudo. Em vez do método de redução de corrente que apresenta maior desvio em relação a uma linha reta ideal. Os espectros do LED em sete razões cíclicas com o PWM são apresentados na Figura 3.4. O pico do comprimento de onda ( $\lambda_P$ ) do LED que emite cor azul altera em cerca de 0,1nm, quando a razão cíclica é alterada em 10%. A mudança efetiva na temperatura da junção do LED (tempo médio ao longo dos pulsos) foi estimada pelo método de mudança do pico do comprimento de onda.

A temperatura da junção do LED foi alterada por aproximadamente em 30 K durante o controle de luminosidade via PWM. A relação entre a temperatura da junção e da razão cíclica foi linear. A Temperatura de Cor Correlacionada (CCT) do LED foi determinada no CIE 1960 através do diagrama de escala uniforme da cromaticidade. A CCT em função da razão cíclica é apresentada na Figura 3.5. As mudanças da CCT ocorreram em mais de 300K durante o controle de luminosidade via PWM. A utilização da frequência em 180Hz causaria uma pequena variação no valor da CCT. A redução da corrente através do controle de luminosidade tem maior influência sobre o valor da CCT.

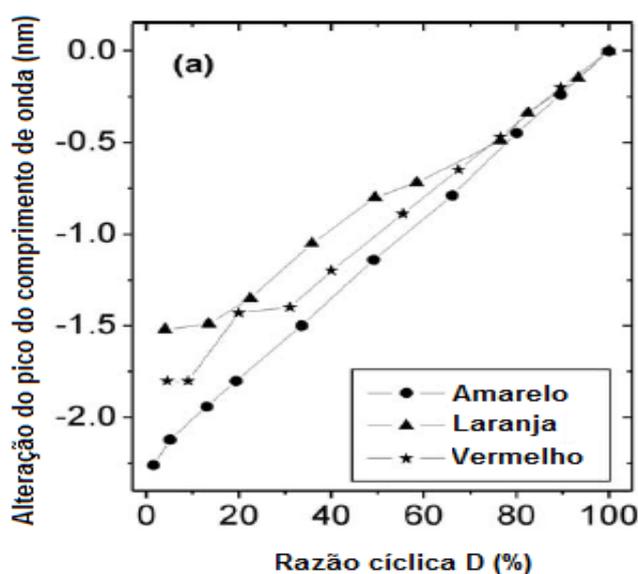


Figura 3.3 - A saída fotométrica como uma função de razão cíclica da corrente. As dependências são apresentadas para o controle de luminosidade via PWM em duas frequências e pelo método da redução da corrente.

Fonte: P. Manninen, 2009.

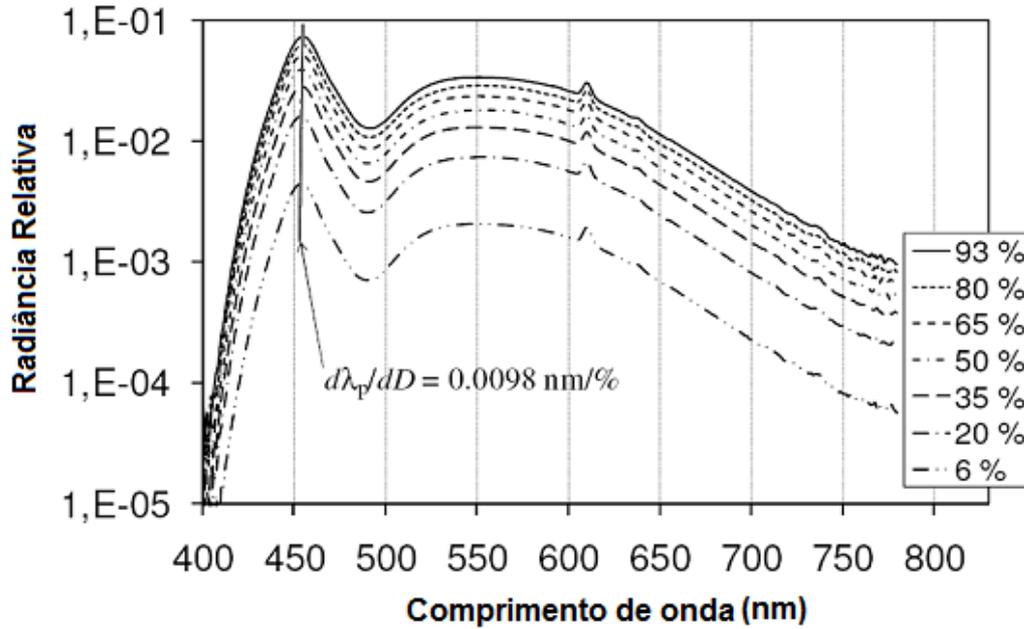


Figura 3.4. Espectros relativos de emissão com sete razões cíclicas a 180 Hz.  
Fonte: P. Manninen, 2009.

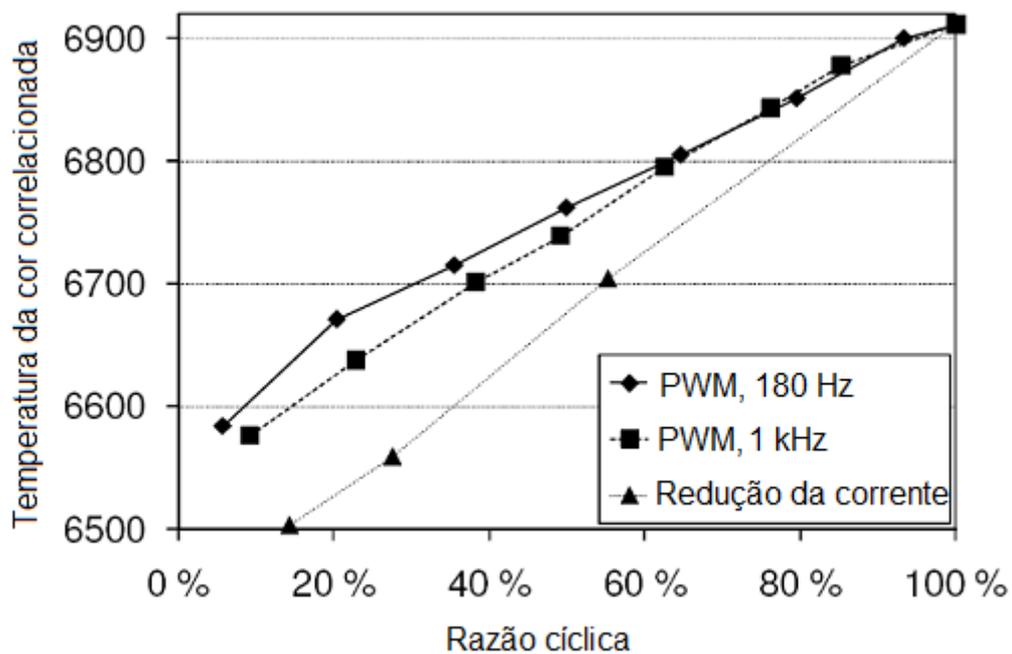


Figura 3.5 - A Cor Correlacionada com a Temperatura em função da razão cíclica.  
Fonte: P. Manninen, 2009.

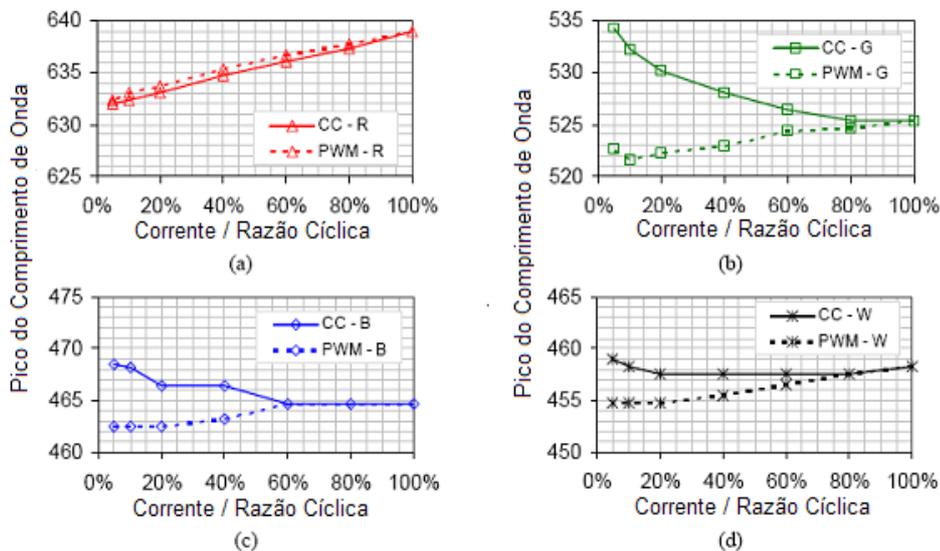
### 3.2.3 - Mudança do Pico do Comprimento de Onda

Durante o estudo do controle da luminosidade (Ackermann, 2006), a luz de saída e a temperatura da junção de cada LED diminuíram com o nível de corrente (RCC – Redução da Corrente Contínua) ou da razão cíclica (PWM). A Figura 3.6 ilustra a mudança do pico do

comprimento de onda em função da variação do nível de corrente ou da razão cíclica para os quatro tipos de LEDs utilizados na pesquisa (Ackermann, 2006). Os LEDs de luz branca apresentam picos para o azul e podem ter porções convertendo para o amarelo. No entanto, a mudança do pico do comprimento de onda para o pico do comprimento de onda do amarelo pode ser reduzida (Steigerwald, 2002). Portanto, só o pico do comprimento de onda do azul foi considerado.

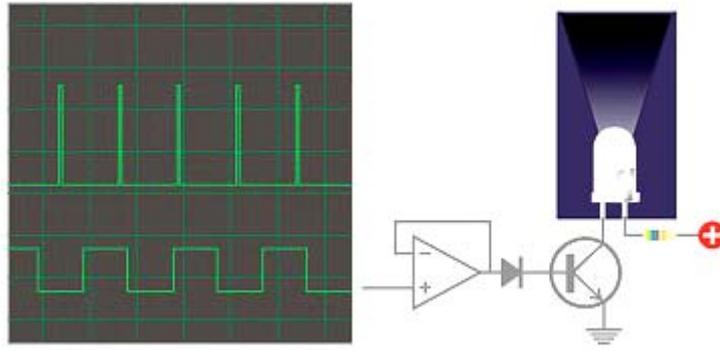
Para o LED vermelho AlInGaP (Figura 3.6.a), o pico do comprimento de onda diminuiu, ou alterou para o azul; com a redução da corrente ou da razão cíclica, essas mudanças foram muito semelhantes, conforme mostra o gráfico.

Para os LEDs InGaN baseados no verde (Figura 3.6.b), no azul (Figura 3.6.c) e no branco (Figura 3.6.d), o pico do comprimento de onda aumentou com a redução da corrente ou diminuiu com a redução da razão cíclica. A alteração do comprimento de onda só diminuiu com a redução da corrente ou com a redução da razão cíclica no LED que emite luz vermelha, nos demais ocorreu o aumento do comprimento de onda com a redução da corrente e diminuição com a redução da razão cíclica (Ackermann, 2006).

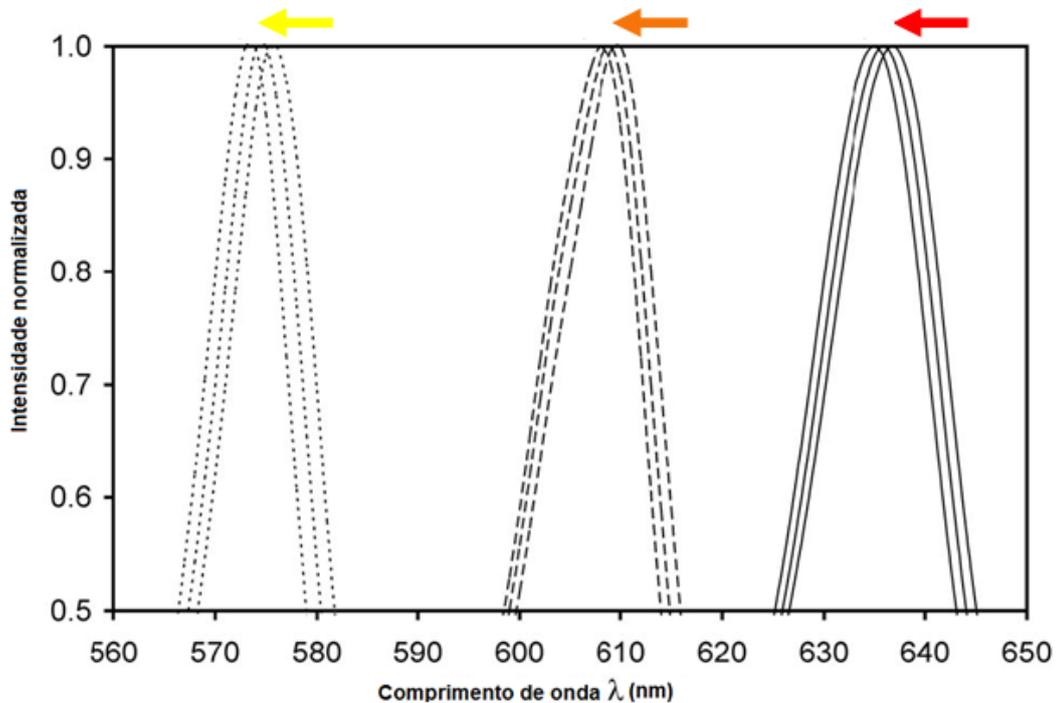


**Figura 3.6** – Pico do comprimento de onda em função da corrente e da razão cíclica.  
Fonte: Ackermann, (2006).

A Figura 3.7 mostra uma variação de controle de modulação aplicada a LEDs onde ocorre a variação da razão cíclica.



**Figura 3.7** – Representação do controle de modulação aplicado para LEDs.



**Figura 3.8** - Eletroluminescência espectral normalizada do amarelo (linha pontos), do laranja (linha tracejada) e do vermelho (linhas sólidas) dos LEDs sofre influência de três razões cíclicas 0.03, 0.5 e 1. As setas indicam uma aproximação para o azul do pico do comprimento de onda dos LEDs com a diminuição da razão cíclica.

Fonte: P. Manninen, 2009.

Segundo P. Manninen (2007), o comportamento dos LEDs AlGaInP sob o controle dimerizado PWM variando-se a razão cíclica entre a faixa de 0,03-1 pode ser avaliado. Os LEDs são alimentados por uma corrente de 20mA e frequência de modulação  $1/T$  foi de 1 kHz. A eletroluminescência espectral dos LEDs sob o controle PWM foi estudada sob três razões cíclicas diferentes conforme mostra a Figura 3.8.

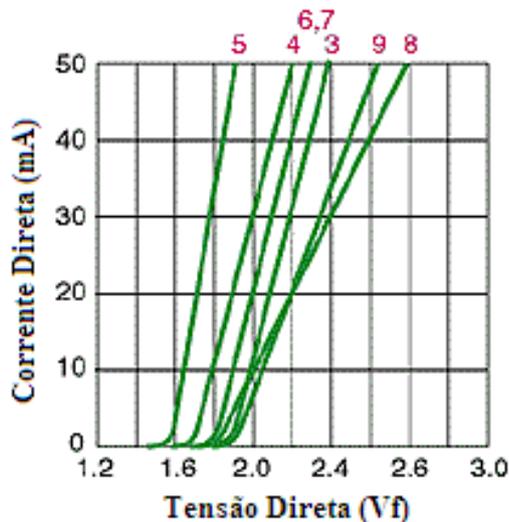
O pico do comprimento de onda sofreu um deslocamento e a banda espectral reduziu com a diminuição da razão cíclica. A Figura 3.8 mostra a mudança do pico do comprimento de onda e o estreitamento espectral da eletroluminiscência dos LEDs AlGaInP estudados em diferentes níveis da razão cíclica. O controle PWM do LED que emite na luz na cor amarela, cujo espectro da eletroluminiscência comprova a mudança do pico do comprimento de onda de 2,3nm e a largura de banda por 0,9nm. A diminuição da razão cíclica pode mudar o pico de comprimento de onda de determinada cor alterando para que se aproxime de outras cores, mostrando a forte influência da variação da razão cíclica.

### 3.2.4 – Relação entre variáveis em função de certas cores geradas pelos LEDs

A seguir serão apresentadas algumas relações gráficas entre certas características e variáveis em função de certas cores geradas pelos LEDs (H. Broeck. et. al., 2004).

A Figura 3.9 representa a relação entre a corrente direta e a tensão direta em função das cores geradas pelos LEDs. A corrente do LED depende exponencialmente da tensão, onde um pequeno aumento da tensão acarreta numa considerável mudança da corrente.

3 - Vermelho claro; 4 - Ultra vermelho; 5 – Vermelho; 6 - Vermelho de alta eficiência; 7 – Laranja; 8 – Amarelo; 9 - Verde de alta eficiência.

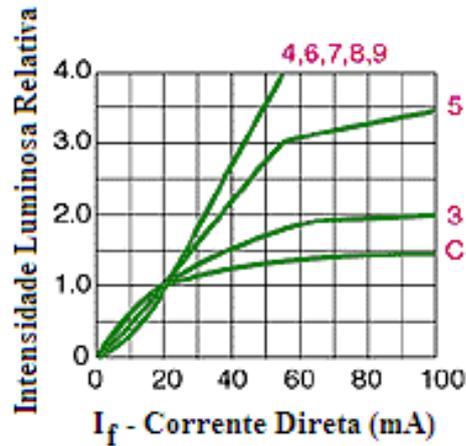


**Figura 3.9** – Relação entre corrente direta e tensão direta.

Fonte: H. Broeck, (2004).

A Figura 3.10 mostra a relação da intensidade luminosa relativa e a corrente direta. A intensidade luminosa do LED aumenta com a elevação da corrente (H. Broeck. et. al., 2004).

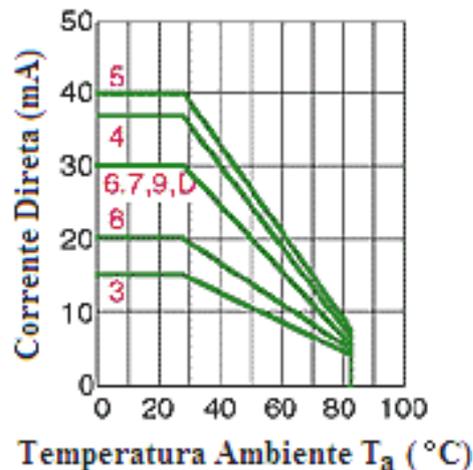
3 - Vermelho claro; 4 - Ultra vermelho; 5 - Vermelho; 6 - Vermelho de alta eficiência; 7 - Laranja; 8 - Amarelo; 9 - Verde de alta eficiência; C - Azul puro.



**Figura 3.10** – Relação da intensidade luminosa relativa e corrente direta.  
Fonte: H. Broeck, (2004).

Até uma determinada temperatura não ocorre alteração da corrente, contudo ao ultrapassar a faixa acima dos 30°C inicia uma diminuição da corrente, conforme mostra a figura 3.11.

3 - Vermelho claro; 4 - Ultra vermelho; 5 - Vermelho; 6 - Vermelho de alta eficiência; 7 - Laranja; 8 - Amarelo; 9 - Verde de alta eficiência; D - Ultra azul.

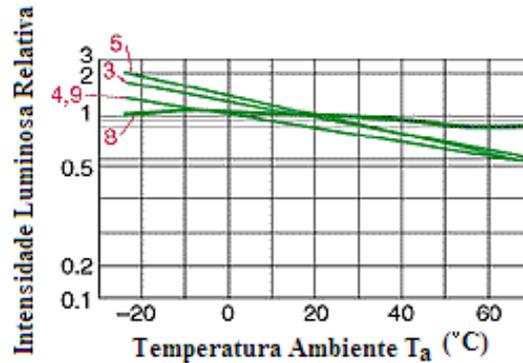


**Figura 3.11** – Relação entre a corrente direta e a temperatura.  
Fonte: H. Broeck, (2004).

A intensidade luminosa do LED geralmente diminui com o aumento da temperatura, o que se deve à recombinação na junção sem emissão luminosa, conforme ilustra a Figura 3.12.

A intensidade luminosa cresce com o aumento da corrente, uma resistência pode ser dimensionada para compensar a redução da intensidade luminosa em elevadas temperaturas.

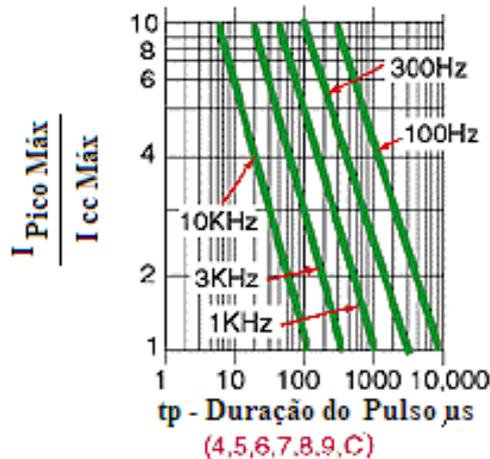
3 - Vermelho claro; 4 - Ultra vermelho; 5 - Vermelho; 8 - Amarelo; 9 - Verde de alta eficiência.



**Figura 3.12** – Relação entre a intensidade luminosa e a temperatura ambiente.  
Fonte: H. Broeck, (2004).

Em alta frequência, conforme mostra a Figura 3.13, a duração dos pulsos será menor em função do máximo pico tolerável de corrente.

4 - Ultra vermelho; 5 - Vermelho; 6 - Vermelho de alta eficiência; 7 - Laranja; 8 - Amarelo; 9 - Verde de alta eficiência; D



**Figura 3.13** – Relação entre Máximo Pico Tolerável de Corrente x Duração do Pulso.  
Fonte: H. Broeck, (2004).

### 3.2.5 – Métodos de controle de luminosidade

O controle de luminosidade (dimming) é uma característica importante e necessária em muitas aplicações de iluminação. No entanto, não é desejável ter uma fonte de luz controlável tendo uma mudança perceptível da cromaticidade para certos tons luminosos ou apresentar menor eficácia. Dois métodos são amplamente utilizados na indústria para controle de luminosidade de LEDs:

- Diminuir a corrente direta (Redução da Corrente Contínua - RCC) ou
- Alterando a razão cíclica através da modulação da largura do pulso (PWM).

Em geral, o PWM é o método mais utilizado no controle de luminosidade para LEDs devido à sua ampla gama de controle e da relação linear entre a energia luminosa emitida pelo LED e a razão cíclica. O método RCC também é utilizado para o controle de luminosidade. Os controles lineares têm várias desvantagens como, por exemplo, a de não se conseguir um controle preciso em baixas frequências, manifestando cintilação nos LEDs.

Outra desvantagem está no fato de que o transistor ou outro elemento linear usado no controle dissipa calor. Assim, quando a carga está na faixa média de potência o elemento de controle dissipa quase tanta potência quanto ele, o que significa produção de calor e perdas que podem não ser interessantes em muitas aplicações (N. Narendran et.al., 2006).

A temperatura na junção de um LED pode crescer rapidamente, durante um tempo da ordem de microssegundos, no momento em que a corrente nominal é aplicada, o que gera mudanças nas suas propriedades óticas. Assim, o tipo de modulação utilizada para variar a intensidade luminosa do LED, ou mesmo a forma de onda da corrente, também afeta as propriedades óticas dos LEDs (H. Broeck. et. al., 2004).

Apesar do aumento da eficiência luminosa com a dimerização utilizando corrente contínua, a mudança da corrente provoca o deslocamento do pico do comprimento de onda e, em LEDs brancos, afeta a sua cromaticidade.

O método PWM é muito usual para controlar a intensidade de LEDs (N. Narendran et.al., 2006). Este método utiliza uma frequência de liga e desliga modulada em uma frequência mais rápida. Esta técnica aplicada à iluminação possui a função de redução ou aumento na luminosidade.

A frequência de liga/desliga usa uma característica do olho humano chamada POV (Persistence of Vision) ou Persistência de Visão, que depois de uma certa frequência (~25 Hertz) de on/off do chaveamento o olho é incapaz de perceber variações rápidas de luz. Com isso pode-se diminuir a frequência de que o LED permanece ligado em relação à frequência que ele permanece desligado em uma velocidade que o olho não percebe. Logo, a única percepção é a redução na intensidade da luz (N. Narendran et.al., 2006).

**TABELA 3.1**

PRINCIPAIS DIFERENÇAS ENTRE A MODULAÇÃO PWM E A VARIAÇÃO DA AMPLITUDE DA CORRENTE

<b>Condição</b>	<b>PWM</b>	<b>Variação da amplitude da corrente</b>
Variação da temperatura da junção com a modificação da intensidade luminosa (emitindo luz)	Menor	Maior
Variação da cromaticidade de LEDs brancos	Menor	Maior
Deslocamento no pico do comprimento de onda	Menor	Maior
Eficiência com a redução da corrente média	Menor	Maior
Temperatura da junção com 50% da intensidade (emitindo luz)	Maior	Menor
Utilizado para sintonia de sistemas RGB	Sim	Não
Utilizado para dimerização de LEDs brancos	Sim	Pode ser crítico
Utilizado em LEDs monocromáticos	Sim	Sim

A tabela 3.1 mostra as principais diferenças entre a modulação PWM e a variação da amplitude da corrente contínua quando os LEDs de alto brilho estão submetidos a uma variação da intensidade luminosa e estão inicialmente sob uma mesma temperatura.

Como o desvio da cromaticidade é menor quando a intensidade do LED é controlada através da modulação PWM, esta técnica foi adotada como padrão pela a maioria dos fabricantes de LEDs. Neste estudo a proposta é a de modulação PWM.

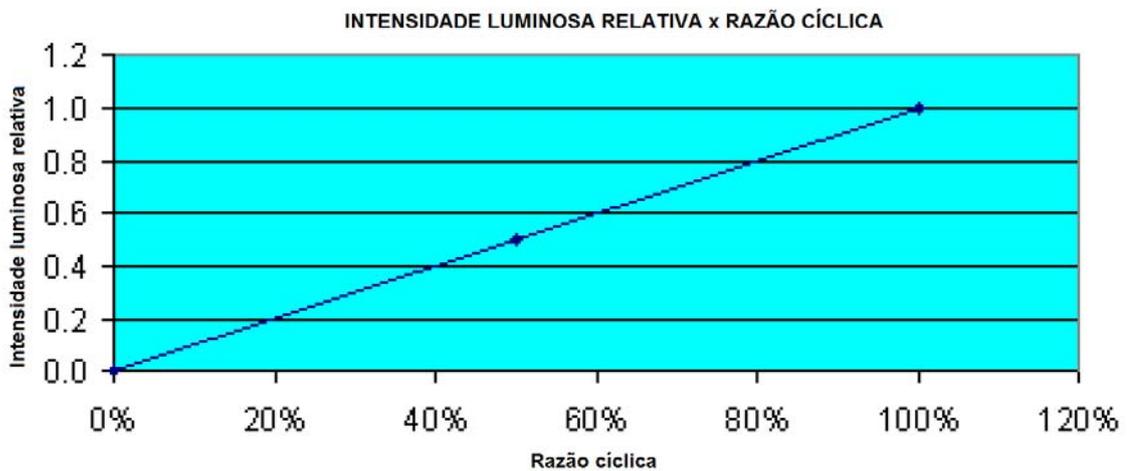
### 3.2.6 - Controle e dimerização PWM para LEDs de alto brilho

A técnica de dimerização para LED é comumente feita através de duas técnicas, pela redução da corrente ou por PWM. Os LEDs têm uma resposta muito rápida no tempo (em torno de 20 nano segundos), e instantaneamente geram luz. Portanto, muitos dos efeitos indesejáveis, resultantes de variação de níveis de corrente, tais como a mudança do comprimento de onda ou com variações da tensão direta, podem ser minimizados com o controle da intensidade luminosa (dimerização) através do gerenciamento da corrente nominal e no rápido chaveamento da corrente realizado pelo interruptor (comutação). Esta técnica, conhecida como PWM, é o melhor caminho para alcançar resultados estáveis para aplicações que requerem dimerização para menos de 40% da corrente nominal. Ao manter a corrente a nível nominal, e variando a razão dos pulsos na posição de tempo "on" versus o tempo de pulso para pulso (normalmente referido como razão cíclica), o brilho pode ser diminuído. O

olho humano não consegue detectar pulsos de luz individual, a uma taxa superior a 200 ciclos por segundo podendo perceber um baixo nível de luminosidade.

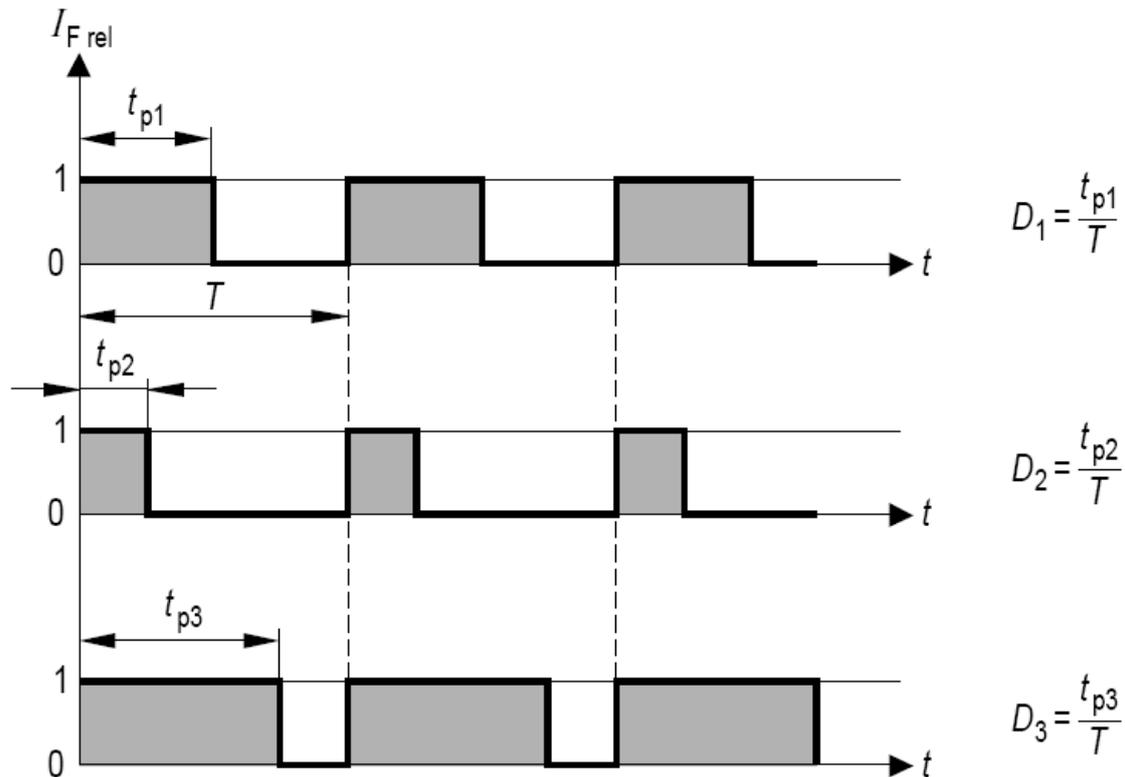
A dimerização de um LED por ser controlada por um método comum de variação da corrente ou tensão direta que irá mudar eficazmente o comprimento de onda dominante e, portanto, mudar a cor da luz. Na aplicação onde a mudança do comprimento de onda não pode ser tolerada, o método PWM, deverá ser utilizado para controlar a intensidade luminosa de um LED. Neste tipo de método a corrente direta, se for mantida constante, o comprimento de onda, portanto, não irá deslocar-se. O brilho percebido pelos olhos humanos é diretamente proporcional a razão cíclica (D) do sinal PWM. Para aplicação geral, a frequência de PWM deve ser superior a 200Hz, de modo que os olhos humanos não seriam capazes de diferenciar cada pulso (on/off), o abrir e fechar do dispositivo de chaveamento, mas integrando todos os pulsos o brilho pode ser observado. A mudança da cor (comprimento de onda dominante) pode ser evitada utilizando o controle da intensidade luminosa pela técnica de PWM.

A Figura 3.14 mostra a relação entre a intensidade luminosa e a variação da razão cíclica, conforme ocorre um aumento gradativo da razão cíclica aumenta a intensidade luminosa, mas este controle deve ser realizado com cuidado, pois uma variação brusca pode ocorrer alterações nas propriedades óticas do LED.



**Figura 3.14** – Relação entre a intensidade luminosa e a razão cíclica.

Fonte: N. Narendran et.al., 2006



**Figura 3.15** – Relação entre a intensidade luminosa e a razão cíclica.

Se a corrente através de um LED não mudar, então o brilho vai ser relacionado com a razão cíclica da seguinte forma:  $D_2 < D_1 < D_3$ , por exemplo.

Enquanto a corrente direta permanece constante, não ocorre nenhuma alteração no comprimento de onda ou na cor, através da técnica com PWM. A Figura 3.15 mostra que o brilho do LED pode ser alterado linearmente através da variação linear da razão cíclica. Isto é válido para todas as cores disponíveis em LEDs do tipo InGaN. O valor máximo de brilho de um LED InGaN é limitado pelo ajuste da corrente direta, mas afetará o comprimento de onda emitido.

Para aplicação que exige todo espectro de dimerização, onde é possível ajustar a intensidade da luz a partir de zero até ao valor máximo, o método PWM mostra-se mais adequado. Ao utilizar a dimerização linear da corrente onde o nível da corrente direta sobre os LEDs está abaixo do limiar de densidade mínima de corrente, um LED ou vários LEDs poderiam acender intermitentemente da mesma forma que um poderia acender e os outros permanecerem desligados e vice-versa. Isto causaria uma não uniformidade sobre a iluminação desejada. O limiar de densidade mínima de corrente é dependente do controle dos pulsos de corrente.

O PWM funciona da seguinte maneira: A corrente direta ( $I_F$ ) é mantida com valor constante e somente a razão cíclica ( $D$ ) é alterada. A razão cíclica ( $D = t_{on}/ T$ ) expressa à

relação entre a duração do pulso ( $t_{on}$ ) e o sinal do período ( $T$ ). Isto significa que o LED está recebendo alimentação chaveada, conforme mostra a Figura 3.16.

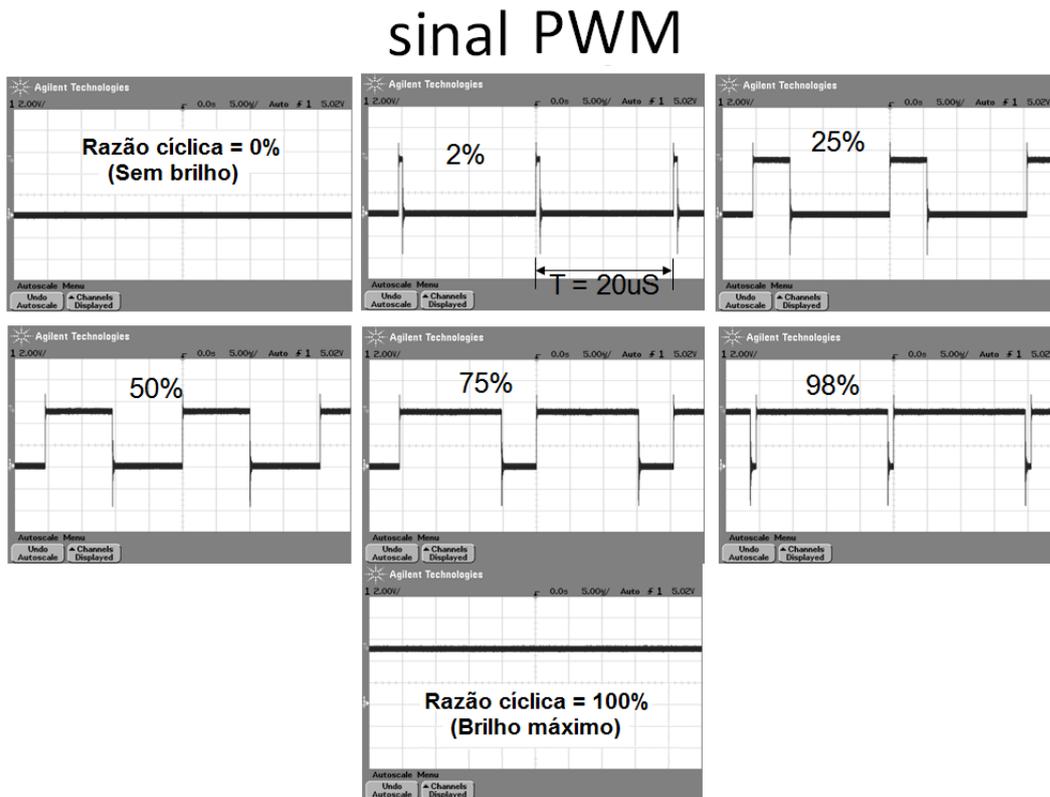


Figura 3.16 – Aumento do brilho em função da variação da razão cíclica.

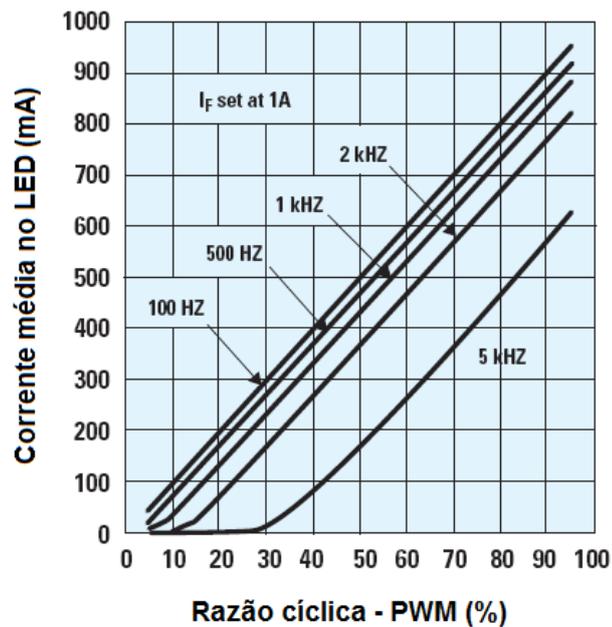


Figura 3.17 – Corrente média no LED x Razão cíclica e frequência – PWM.

Fonte: N. Narendran et al., 2006

A corrente média do LED é, portanto, controlada pela condução da chave, período ou ambos e é percebida pelo olho humano como uma mudança de brilho. A Figura 3.17 mostra a alteração da corrente média do LED através da variação da razão cíclica e da frequência.

### 3.3 - Conclusão

O comprimento de onda, a potência irradiada, o controle da luminosidade e, intrinsecamente, a razão cíclica possuem influência direta sobre a aplicabilidade dos LEDs nos tecidos humanos, pois são variáveis preponderantes na resposta da fototerapêutica tecidual, pois controlam a eficiência e a intensidade luminosa. O controle da razão cíclica exerce forte dependência em relação à eficiência luminosa. A influência dessas variáveis torna-se primordial para a confecção da topologia a ser desenvolvida.

Os comprimentos de onda a serem avaliados e implementados abrangem duas cores que são importantes para a recuperação e melhoria tecidual, sendo estas, o vermelho e o azul, respectivamente. A cor azul deve estar na estreita faixa entre 460 a 470nm devido à sua intensidade de penetração superficial e a cor vermelha na faixa de 720 a 730nm devido à sua rápida resposta em tecidos mais profundos. Estes valores foram determinados por suas características fotodinâmicas estáveis. Foi analisada a influência da modulação PWM e da variação da amplitude da corrente na eficiência luminosa e na cromaticidade dos LEDs de alto brilho. Para a tecnologia atual dos LEDs de alto brilho, foi definido o uso da modulação PWM para variação intensidade luminosa, pois possibilita uma pequena variação na cromaticidade. O controle PWM foi optado para o projeto em função de sua versatilidade e confiabilidade, além de possuir no mercado uma gama de dispositivos disponíveis para a sua devida aplicação.

A forma de onda da corrente sobre os LEDs exerce forte influência sobre o comportamento dos mesmos. Os resultados mostram que para o nível máximo de luminosidade, as diferentes formas de onda não apresentam grandes diferenças na eficiência luminosa.

A variação da luminosidade implementada por PWM apresenta perdas significativas comparadas à modulação por amplitude. Entretanto, utilizando PWM a eficiência luminosa permanece a mesma para todos os níveis.

A variação da luminosidade dos LEDs pode alcançar níveis muito baixos se alimentados por PWM, já a modulação por amplitude não pode ser aplicada a todos os casos,

pois alguns fabricantes não garantem o funcionamento correto dos LEDs com valores de corrente abaixo da nominal.

A maior eficiência luminosa do LED é obtida quando este é submetido a uma corrente contínua de valor constante. Entretanto, uma ondulação de até 0,4 % não provoca maiores alterações nos resultados. Esta ondulação é suficiente para o desenvolvimento de um projeto simples, pequeno e com baixo custo (N. Narendran et.al., 2006).

## CAPÍTULO 4

# **TOPOLOGIAS PARA LEDS DE ALTO BRILHO**

### **4.1 – Introdução**

Neste capítulo serão abordadas várias topologias que podem ser utilizadas eficazmente na alimentação de LEDs de alto brilho, entre elas, as não isoladas e isoladas galvanicamente, além de um estudo sobre os arranjos de LEDs.

Em função das características dos conversores eletrônicos aplicados aos LEDs devem ser observadas as características mais favoráveis à sua aplicabilidade.

Vários conversores podem ser utilizados para alimentar os LEDs, preferencialmente àqueles que possuem controle natural sobre a corrente de saída.

Devido à necessidade da aplicação de conversores eletrônicos mesmo para baixos valores de tensões contínuas, este capítulo é dedicado ao estudo dos conversores CC/CC aplicáveis aos LEDs de alto brilho (Moreira, 2008).

### **4.2 - Conversores CC/CC aplicados em LEDs de alto brilho**

A aplicação de conversores chaveados em LEDs de alto brilho é interessante, pois estes conversores possuem maior eficiência do que os conversores lineares. Desta forma, serão analisadas basicamente as possibilidades de aplicação dos principais conversores CC/CC não isolados e isolados. Esta análise facilitará a compreensão dos efeitos dos conversores e sua influência nos LEDs.

Quando os LEDs são alimentados por fontes de tensão, a resistência (intrínseca) não é elevada o suficiente para limitar a sua corrente. Além disso, as tensões diretas nos LEDs apresentam valores distintos para um mesmo modelo de LED.

Por outro lado, alguns LEDs podem sofrer variações na sua tensão direta com o tempo de uso. Como a corrente do LED depende exponencialmente da tensão, uma pequena variação na tensão resulta em uma grande alteração na corrente. Outro fator importante é a redução da tensão direta com o aumento da temperatura, que pode ocasionar o aumento da corrente quando o LED é alimentado por fonte de tensão (SÁ JR., 2007).

Uma forma simples, muito utilizada para alimentar os LEDs de baixa potência, é a utilização de uma fonte de tensão com um resistor em série. A resistência pode ser utilizada

para reduzir a dependência da intensidade luminosa com a temperatura, o que geralmente ocorre quando o LED é alimentado por fonte de corrente. A intensidade luminosa do LED geralmente diminui com o aumento da temperatura, o que se deve à recombinação na junção sem emissão luminosa. A tensão direta do LED diminui com o aumento da temperatura.

Como a intensidade luminosa aumenta com o aumento da corrente, a resistência pode ser dimensionada para compensar a redução da intensidade luminosa em elevadas temperaturas (SÁ JR., 2007).

Os LEDs necessitam de circuitos ativos para estabilizar, ou controlar, a sua corrente. A corrente nominal para operação dos LEDs de alta potência e de alto brilho é próxima da corrente máxima que eles suportam. Desta forma, para evitar a extrapolar a corrente máxima, estes LEDs são geralmente alimentados através de fontes de corrente estabilizadas.

### **4.3 - Características dos conversores CC/CC para LEDs de alto brilho**

Ao projetar um circuito eletrônico para alimentar LEDs de alto brilho, algumas características devem ser observadas:

- a) Eles possuem uma rápida resposta à corrente aplicada e as variações de corrente alteram as propriedades ópticas;
- b) Eles possuem elevado tempo de uso, o que obriga o conversor eletrônico a possuir uma elevada vida útil;
- c) O conversor eletrônico freqüentemente fica incorporado na luminária, o que obriga a redução das suas dimensões;
- d) A corrente máxima destes LEDs é próxima da corrente nominal, o que obriga o uso de algum tipo de proteção ou limitação de corrente;

O conversor CC/CC para os LEDs de alto brilho deve ter uma característica de fonte de corrente em sua saída, o que já limita os picos de corrente, atuando como uma proteção inerente ao circuito. Para minimizar as variações da corrente é preferível que a sua corrente de saída não seja pulsada, o que também minimiza a corrente do filtro de saída e permite a utilização de capacitores com maior tempo de vida (poliéster, polipropileno, etc.). É possível utilizar capacitores eletrolíticos na saída dos conversores, em paralelo com os LEDs, mas estes componentes devem ser projetados para aplicações especiais, como por exemplo, para uso automotivo. Quando aplicada a modulação PWM para variação da intensidade luminosa, a redução da capacitância de saída também permite uma maior derivada da corrente do LED.

Todavia, o efeito da derivada nas propriedades ópticas do LED pode ser amenizado

com a utilização de uma baixa frequência na modulação. Para isto, geralmente é utilizada uma frequência em torno de 200 Hz (SÁ JR., 2007).

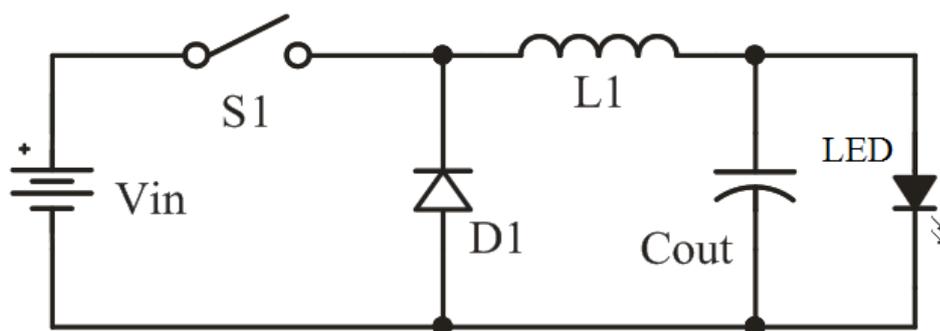
#### 4.3.1- Conversor Buck

O conversor Buck, mostrado na Figura 4.1, é bastante utilizado na alimentação de LEDs de alto brilho. O atributo de fonte de corrente na saída torna este conversor eletrônico muito interessante, essencialmente porque a sua corrente de saída pode ser contínua. Desta forma, o capacitor de saída  $C_{out}$  pode ter um pequeno valor e é desnecessário o uso de um capacitor eletrolítico, que possui a característica de uma vida útil consideravelmente pequena.

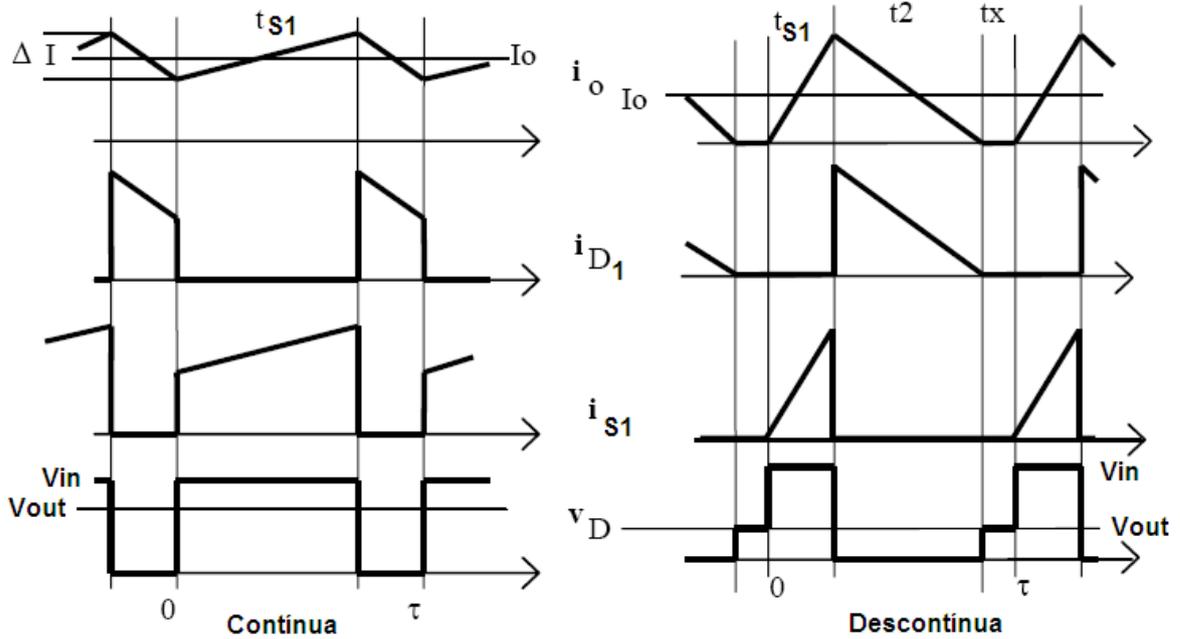
A indutância de saída  $L_1$ , pode ser projetada para apresentar uma pequena ondulação de corrente, mantendo estável a as características ópticas e a temperatura da junção do LED.

Características básicas do conversor:

- Tensão de saída inferior a tensão de entrada;
- Circuito simples;
- Poucos componentes;
- Pequeno e de baixo custo;
- Possibilidade de retirar o capacitor de saída se a indutância for elevada;
- Não compartilha a mesma referência entre a fonte de entrada, a carga e o interruptor.



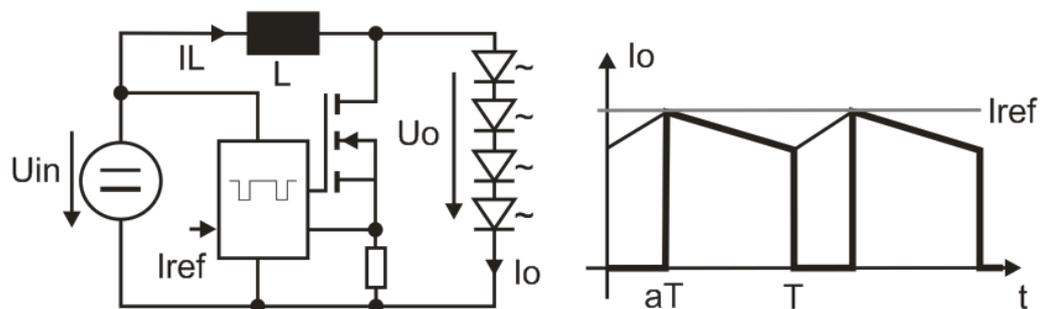
**Figura 4.1** – Conversor Buck.



**Figura 4.2** – Formas de típicas nos modos de condução contínua e descontínua.

Se a corrente pelo indutor não vai a zero durante a condução do diodo, diz-se que o circuito opera no modo de condução contínua (SÁ JR., 2007). Caso contrário, têm-se o modo descontínuo. Via de regra, prefere-se operar no modo de condução contínuo devido a existir, neste caso, uma relação bem determinada entre a largura de pulso e a tensão média de saída (Yao, 2005). A Figura 4.2 mostra as formas de onda típicas de ambos os modos de operação.

Se o capacitor de saída é removido dos conversores básicos CC/CC, a corrente que circula nos LEDs já não é puramente CC, mas contém uma parte pulsante. No caso dos conversores Boost ou Buck-boost a carga do LED é alimentada por uma onda quase quadrada com uma reatância suficientemente alta. Este conceito é ilustrado na Figura 4.3 e é proposto em várias aplicações de fabricantes de semicondutores (SÁ JR., 2007).



**Figura 4.3** – LEDs alimentados por um Conversor Boost.

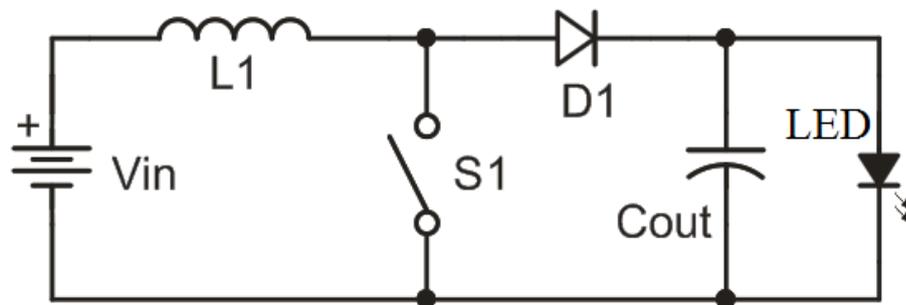
#### 4.3.2 - Conversor Boost

O conversor boost, mostrado na Figura 4.4, é utilizado para alimentar LEDs quando a tensão de entrada  $V_{in}$ , é menor do que a tensão de polarização do LED.

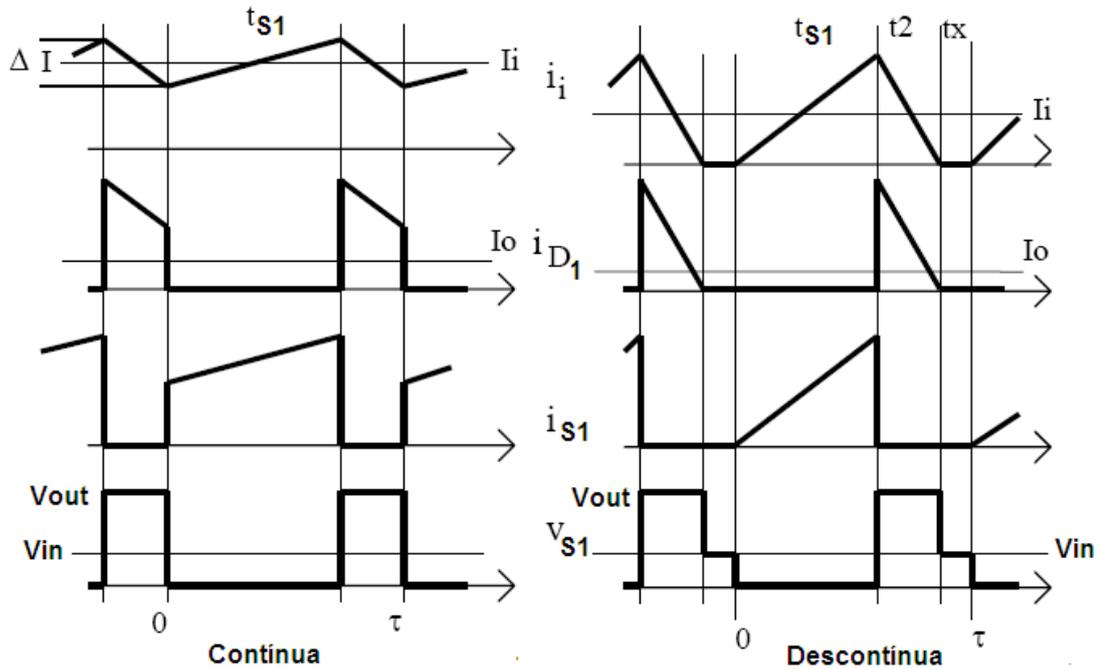
A característica inadequada deste conversor eletrônico é a corrente pulsada no diodo  $D_1$ , que exige a utilização de um capacitor de elevada capacitância na saída. As pequenas variações na tensão de saída provocam grandes variações na corrente do LED, o que obriga a utilização de capacitâncias com valores elevados (Ackermann, B., 2006).

Características básicas do conversor:

- Tensão de saída superior à tensão de entrada;
- Corrente de entrada não é interrompida;
- Circuito simples;
- Poucos componentes;
- Pequeno e de baixo custo;
- Necessidade do capacitor de saída;
- Compartilha a mesma referência entre a fonte de entrada, a carga e o interruptor.



**Figura 4.4** – Conversor Boost.



**Figura 4.4** – Formas de onda típicas de conversor Boost com entrada CC na forma de condução contínua e descontínua.

A corrente de saída,  $I_o$ , é sempre descontínua, enquanto  $I_i$  (corrente de entrada) pode ser contínua ou descontínua. Tanto o diodo quanto o transistor devem suportar uma tensão igual à tensão de saída,  $V_{out}$ . Também, neste caso, tem-se a operação no modo contínuo ou no descontínuo, considerando a corrente pelo indutor. As formas de onda são mostradas na Figura 4.4 (SÁ JR., 2007).

#### 4.3.3 - Conversor Buck-Boost

O conversor Buck-Boost, como mostra a Figura 4.5, pode ser aplicado quando a tensão no LED está dentro da faixa da tensão de entrada do conversor. Contudo, este conversor apresenta uma corrente pulsada no diodo  $D_1$  e necessita uma elevada capacitância em sua saída, semelhante ao conversor Boost (Pomílio, 2004).

Características básicas do conversor:

- Tensão de saída superior ou inferior à tensão de entrada;
- Polaridade invertida;
- Circuito simples;
- Poucos componentes;
- Pequeno e de baixo custo;
- Necessidade do capacitor de saída;

- Não compartilha a mesma referência entre a fonte de entrada, a carga e o interruptor.

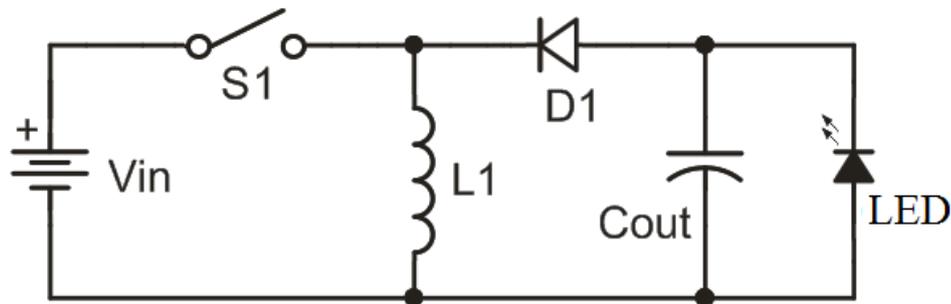


Figura 4.5 – Conversor Buck-Boost.

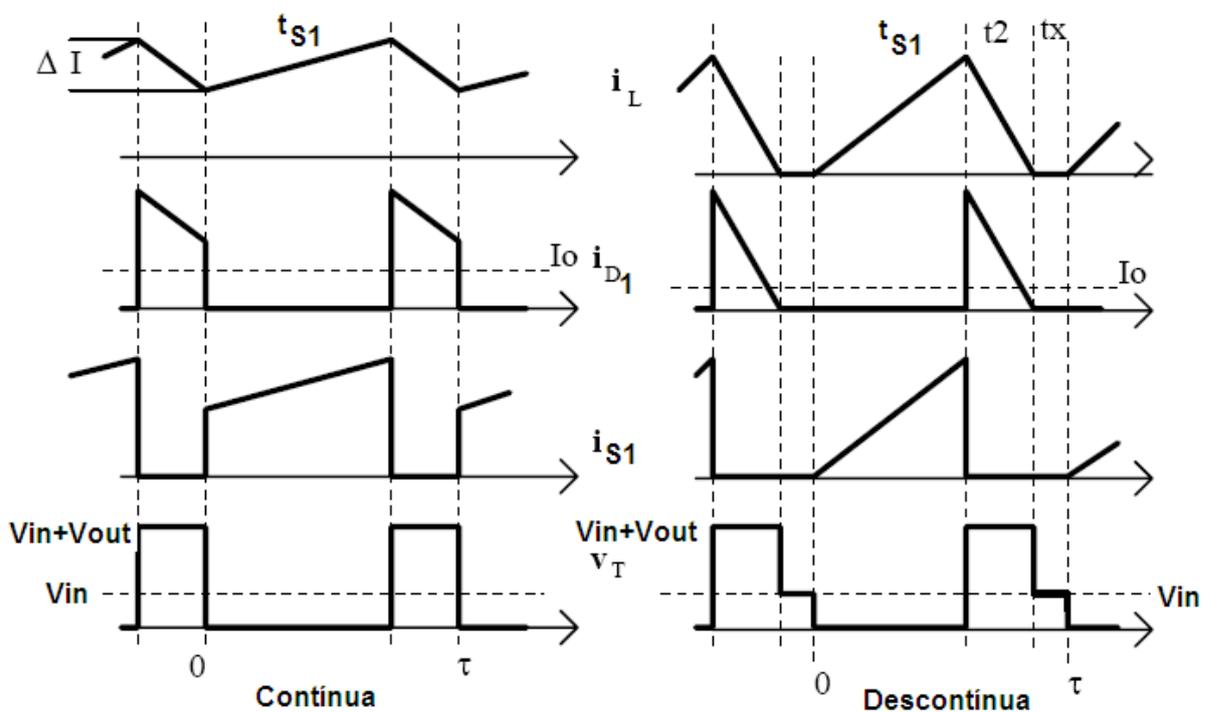


Figura 4.6 – Formas de onda típicas de conversor Buck-Boost de tensão operando em condução contínua ou descontínua.

Neste conversor, a tensão de saída tem polaridade oposta à da tensão de entrada.

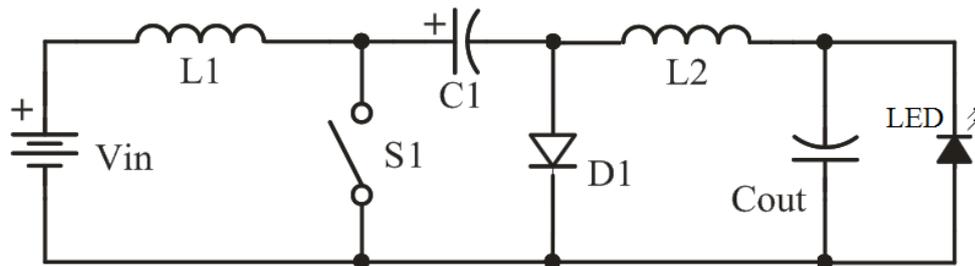
Quando  $S_1$  é ligado, transfere-se energia da fonte para o indutor. O diodo não conduz e o capacitor alimenta a carga. Quando  $T$  desliga, a continuidade da corrente do indutor se faz pela condução do diodo. A energia armazenada em  $S_1$  é entregue ao capacitor e à carga. Tanto a corrente de entrada quanto a de saída são descontínuas. A Figura 4.6 mostra as formas de onda nos modos de condução contínua e descontínua (no indutor).

#### 4.3.4 - Conversor CUK

O conversor eletrônico CUK é composto de um conversor Boost na entrada em série com um conversor Buck na saída, sendo uma fusão de dois conversores em série utilizando somente uma chave controlada. A união em série destes dois conversores permite que a entrada e a saída possam operar em modo de condução contínuo e que o ganho estático deste conversor seja o mesmo do conversor Buck-Boost. O conversor Buck na saída permite que se adquira uma baixa ondulação de corrente no LED, mesmo para um valor pequeno de  $C_{out}$ , atributo para um conversor para LEDs de alto brilho. A topologia é apresentada na Figura 4.7.

Características básicas do conversor:

- Formado por um conversor Boost em série com um conversor Buck;
- Tensão de saída com polaridade invertida em relação à fonte de entrada;
- Corrente de entrada e corrente de saída, contínuas.

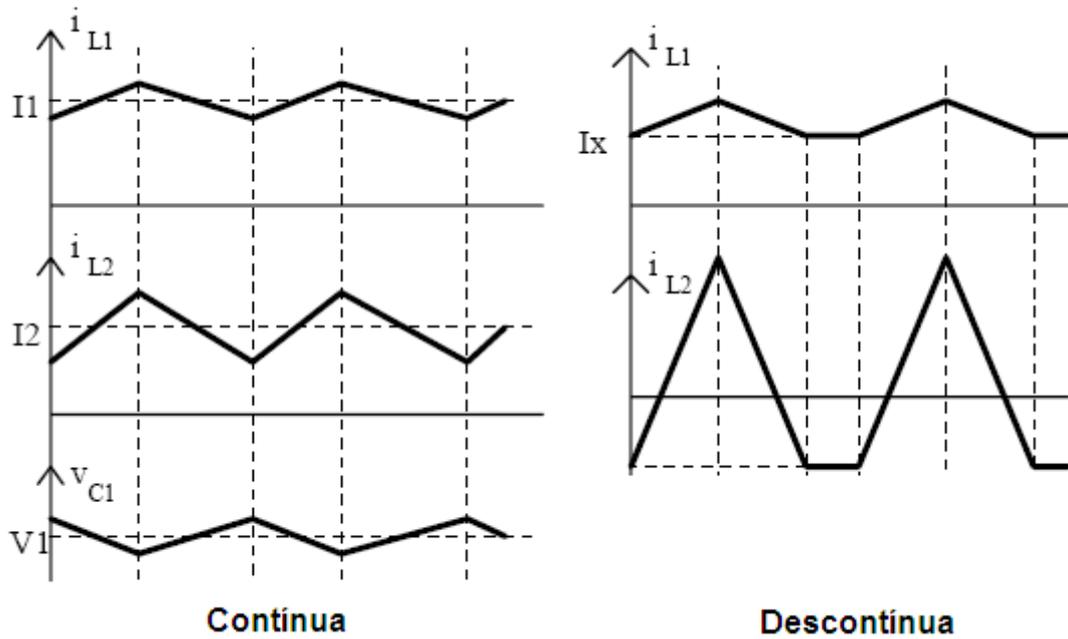


**Figura 4.7** – Conversor CUK.

A Figura 4.8 mostra as formas de onda de corrente nos modos de condução contínuo e descontínuo.

Note-se que no modo descontínuo a corrente pelos indutores não se anula, mas sim ocorre uma inversão em uma das correntes, que irá se igualar à outra (McLyman, 2004).

Na verdade, a descontinuidade é caracterizada pelo anulamento da corrente pelo diodo.



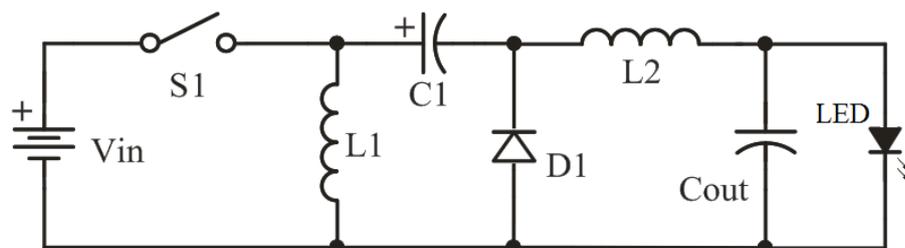
**Figura 4.8** – Formas de onda do conversor CUK em condução contínua e descontínua.

#### 4.3.5 Conversor ZETA

O conversor ZETA é apresentado na Figura 4.9 sendo constituído por um conversor Buck-Boost na entrada em série com um conversor Buck na saída. Do mesmo modo que o conversor CUK, o conversor Buck na saída permite a obtenção de uma baixa ondulação de corrente no LED (SÁ JR., 2007).

Características básicas do conversor:

- Formado por um conversor Buck-Boost em série com um conversor Buck;
- Tensão de saída inferior ou superior à de entrada e com mesma polaridade;
- Capacitor de saída pode ser retirado se a indutância for elevada.



**Figura 4.9** – Conversor Zeta.

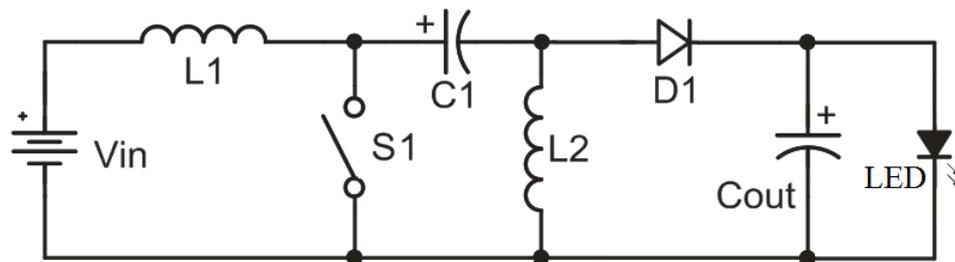
#### 4.3.6 - Conversor SEPIC

O conversor SEPIC é composto por um conversor Boost na entrada em série com um conversor Buck-Boost na saída. O conversor é representado na sua forma básica na Figura 4.10.

Sua principal vantagem é no circuito isolado quando a indutância  $L_2$  pode ser a própria indutância de magnetização do transformador (SÁ JR., 2007).

Características básicas do conversor:

- Formado por um conversor Boost em série com um conversor Buck-Boost;
- Tensão de saída com mesma polaridade da fonte de entrada;
- Corrente de entrada contínua.



**Figura 4.10** – Conversor Sepic.

O funcionamento no modo descontínuo também é igual ao do conversor CUK, ou seja, a corrente pelo diodo de saída se anula, de modo que as correntes pelas indutâncias se tornam iguais.

Diferentemente do conversor CUK, a corrente de saída é pulsada e não existe inversão na polaridade da tensão de saída (Simonetti, 1997).

A Figura 4.11 mostra as principais formas de onda da corrente e da tensão ideais para o conversor SEPIC.

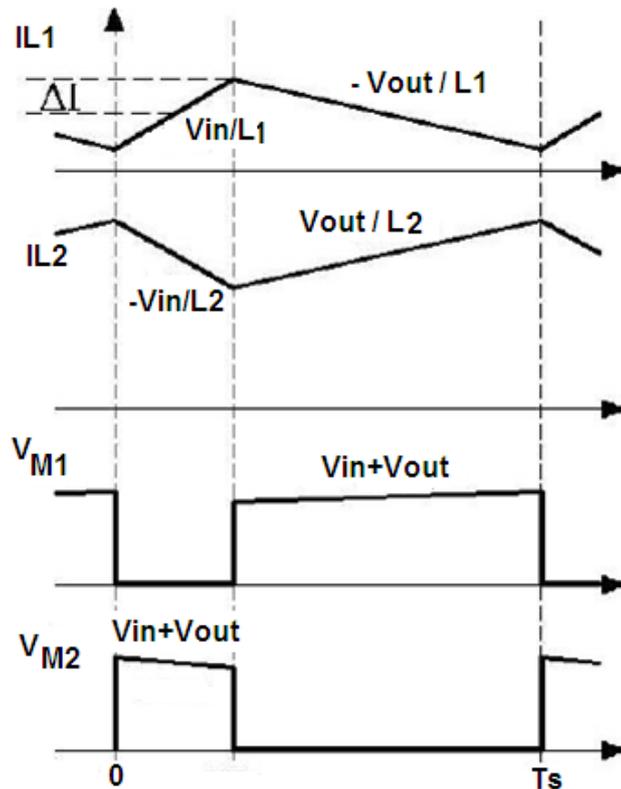


Figura 4.11 – Formas de corrente e tensão ideais para o conversor Sepic.

#### 4.4 - Utilização de Outros Conversores

Atualmente existe uma gama considerável de conversores que podem ser utilizados para alimentar LEDs, entre eles os de isolamento galvânica tais com os conversores Flyback, Forward ou Push Pull e os ressonantes (Ackermann, B., 2006). A Figura 4.12 mostra um exemplo básico de um sistema de alimentação dedicado para LEDs e com isolamento galvânica.

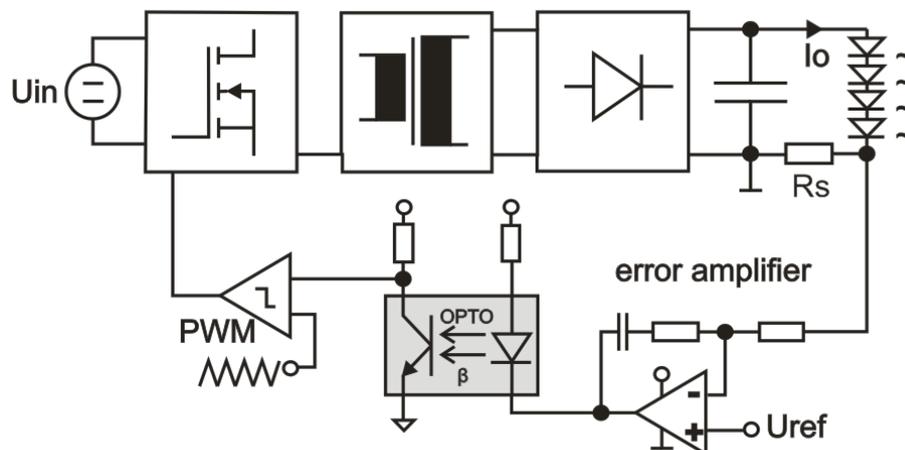
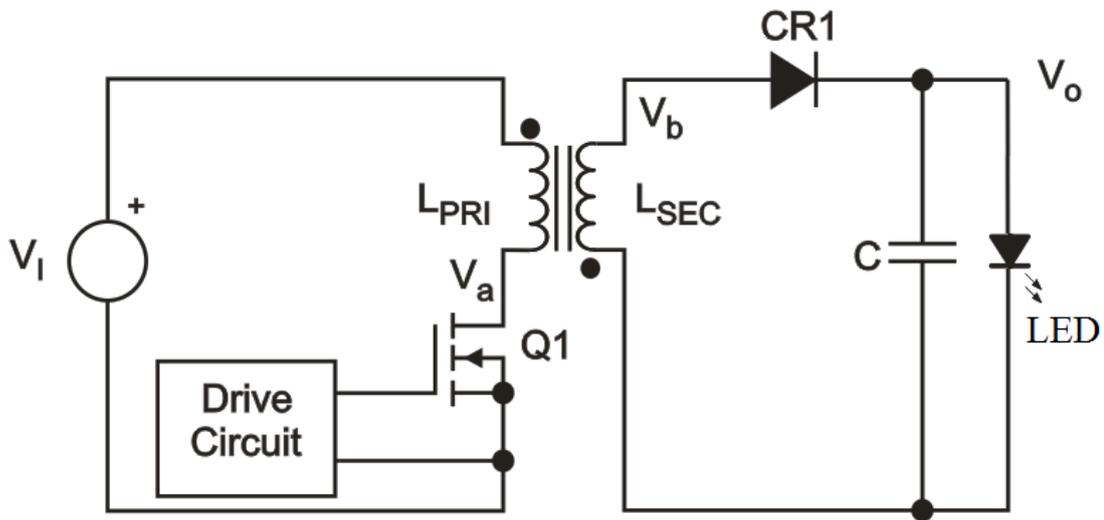


Figura 4.12 – Representação de um sistema de alimentação para LEDs com isolamento galvânica.

A Figura 4.13 mostra a configuração básica de conversor Flyback (Pomílio, 2004).



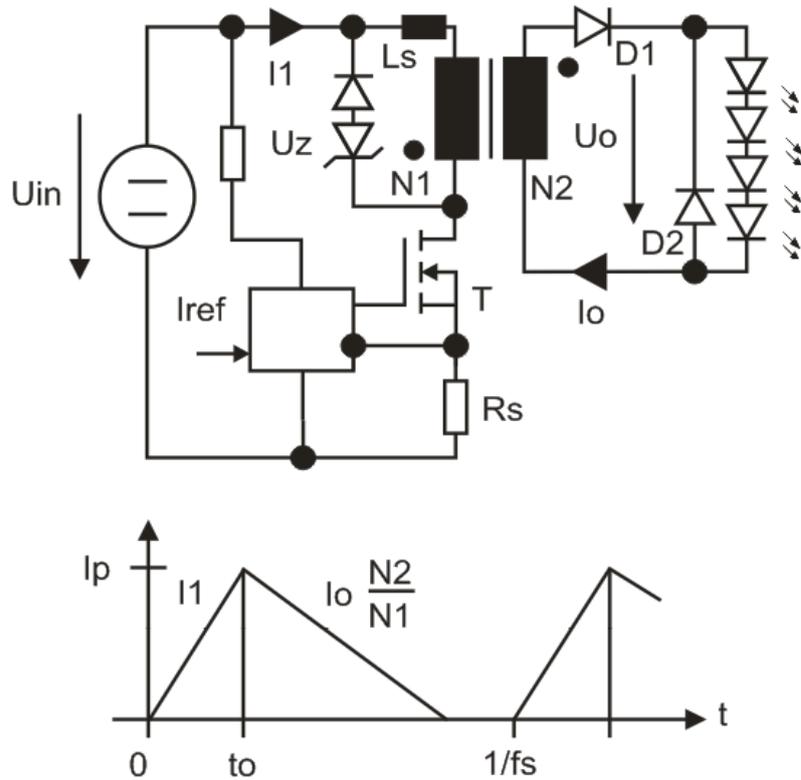
**Figura 4.13** – Conversor Flyback.

O Conversor Flyback para níveis de potência abaixo dos 100W é muito utilizado para as soluções de vários tipos de aplicações e, conseqüentemente, também para iluminação com LED. Normalmente operam no modo descontínuo. Este modo de operação é adequado para empregar um controlador de corrente. O capacitor no lado secundário pode ser removido para que o LED seja alimentado diretamente pelo enrolamento secundário do transformador.

A Figura 4.14, mostra a topologia com uma parte do controle, bem como as características das formas de onda da corrente. O Diodo  $D_2$  impede uma tensão negativa em todos os LEDs.

Características básicas do conversor:

- Característica de um conversor Buck-boost;
- Isolação entre a carga e a fonte de entrada;
- Permite aumentar o número de saídas com enrolamentos secundários.



**Figura 4.14** – LEDs alimentados por um Conversor Flyback.

O controle no modo de corrente opera com uma frequência de chaveamento constante  $f_s$  e mantém chaveado até que a corrente do primário  $I_1(t)$  exceda o valor da corrente de referência:

$$I_{1máx} = I_p = I_{ref} = \frac{V_{ref}}{R_s} \quad (4.1)$$

Como resultado uma potência constante é fornecida no lado secundário e, portanto, para o conjunto de LEDs:

$$P_o = \frac{1}{2} \cdot I_p^2 \cdot L \cdot f_s = V_o \cdot I_o \quad (4.2)$$

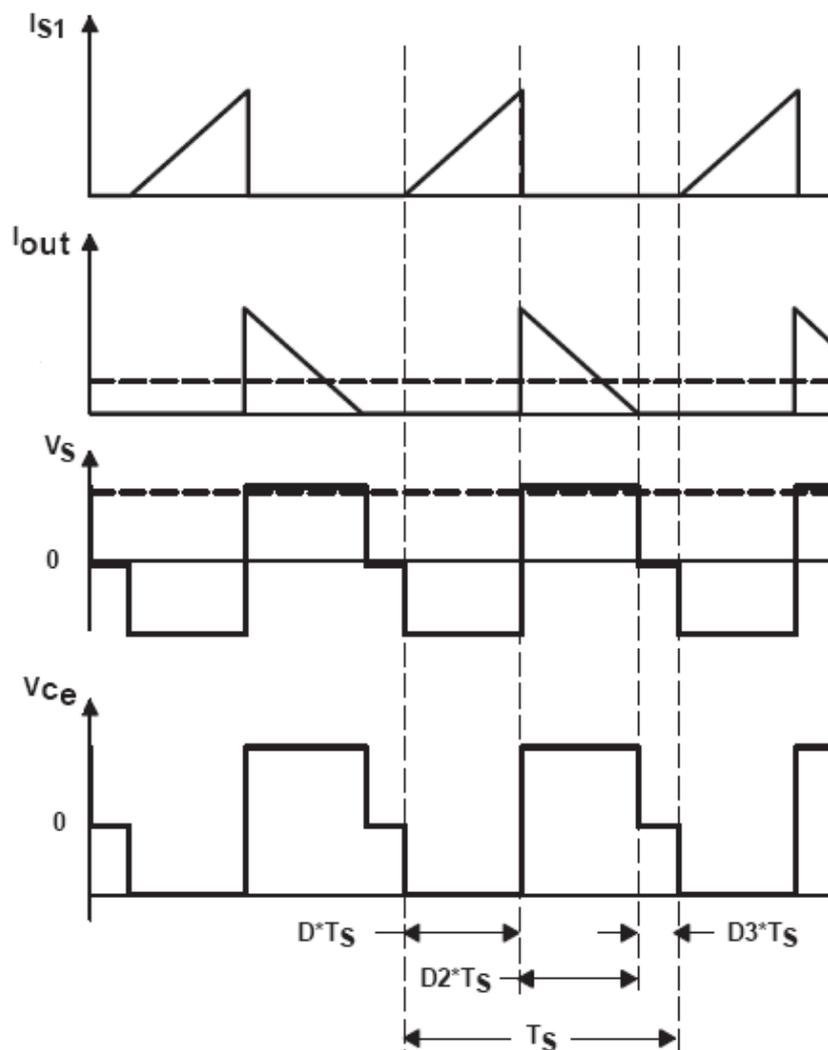
Usando este circuito o conjunto de LEDs é alimentado por uma corrente com forma de onda dente de serra  $I_o(t)$ , conforme ilustrado na Figura 4.14.

Dentro de uma faixa de operação a corrente média do LED não é influenciada pela tensão de entrada  $U_{in}$ , mas muda com a tensão de carga  $U_o$  (por exemplo, com um número de LEDs ligados em série).

$$I_o = \frac{P_o}{V_o} \quad (4.3)$$

Esta topologia exige um número mínimo de componentes, que fornece isolamento galvânica e permite a combinação de um número arbitrário de LEDs para qualquer tensão de alimentação CC, através da adaptação da relação do número de espiras do enrolamento do transformador. No entanto, há também algumas desvantagens tais como a corrente média de saída depende do número de LEDs ligados em série e o transformador L requer um circuito snubber provocando perdas adicionais, e a forma de onda da corrente no arranjo de LEDs pode causar problemas de interferência eletromagnética (Ackermann, 2006).

As formas de onda clássicas do conversor Flyback operando em modo descontinuo, estão representadas na Figura 4.15.



**Figura 4.15** – Formas de onda clássicas do conversor Flyback operando em modo descontinuo.

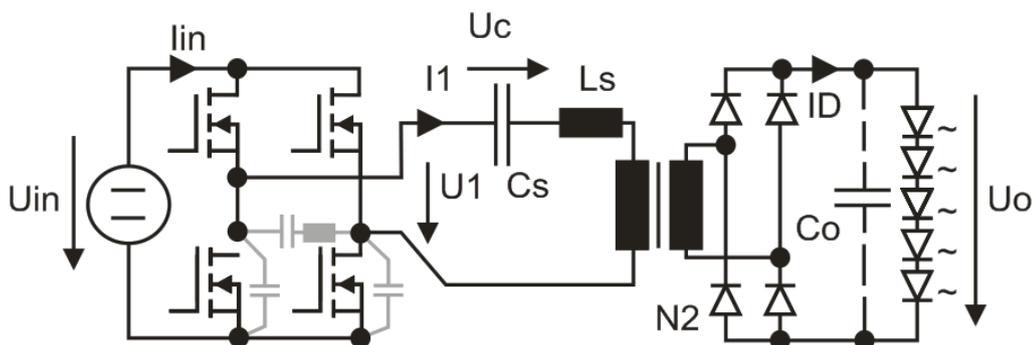
Os Conversores Ressonantes auxiliam na redução de picos de potência, apresentam baixas perdas na comutação e baixa contribuição de interferência eletromagnética (Mohan, 1995). Portanto, estas topologias são também de interesse para aplicações com LEDs. Alguns trabalhos já foram publicados sobre conversores ressonantes aplicados a arranjos de LEDs.

A Figura 4.16 mostra uma topologia ressonante, sendo apropriada para LEDs, uma vez que atua como um conversor (de tensão para corrente) sem empregar um sensor de corrente.

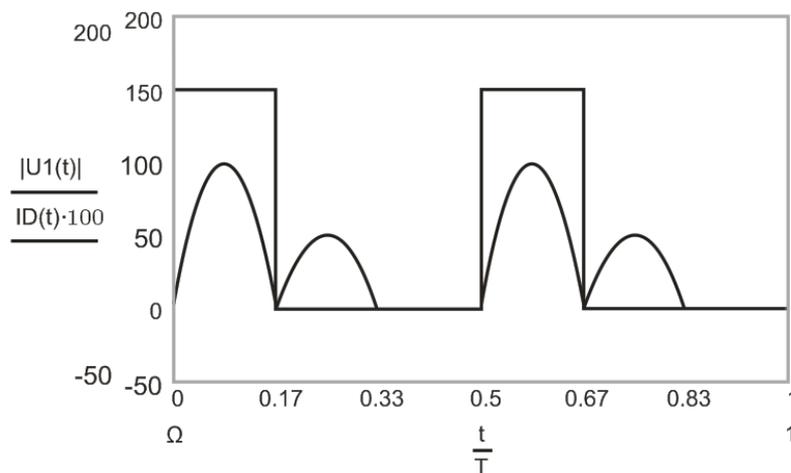
A Figura 4.17, apresenta a característica da forma de onda da tensão e da corrente. A corrente média nos LEDs é proporcional à tensão de entrada CC do conversor para a frequência de operação enquanto a impedância ressonante serve como parâmetro adicional.

Com isso é possível fornecer uma função de controle de luminosidade diminuindo a frequência de chaveamento. A frequência não deve ser superior a metade da frequência ressonante. Isto leva a uma frequência de operação na faixa de:

$$0 < f_S \leq f_R \quad (4.4)$$



**Figura 4.16** – Conversor Ressonante para LED.



**Figura 4.17** – Características da forma de onda de tensão e corrente do conversor ressonante para LEDs.

Os LEDs também podem ser alimentados por correntes pulsantes. Comparativamente a um sinal puro CC este aumenta o pico e o valor da corrente no LED. Além disso, a corrente pulsante do LED contém componentes de alta frequência.

Alguns harmônicos podem causar problemas de interferência eletromagnética se os LEDs estão separados do conversor. É, portanto, de interesse geral quantificar a geração de harmônicos (Ackermann, 2006).

#### 4.5 – Arranjo de LEDs

Um grupo de LEDs pode ser conectado em um circuito de três maneiras diferentes: conexão série, paralela ou série-paralela, além da ligação em série antiparalela. A vantagem da conexão série é que todos os LEDs produzem o mesmo brilho, uma vez que a luminosidade é proporcional à corrente que circula pelos dispositivos.

Na conexão paralela todos os LEDs são submetidos à mesma tensão. Porém, a tensão de condução de cada LED pode variar entre 2,5V e 4V. Assim, torna-se mais difícil controlar a corrente aplicada aos dispositivos com este tipo de conexão. Como consequência, pode surgir uma diferença na intensidade luminosa de cada dispositivo.

Na conexão em paralelo de braços de LEDs em série (conexão série-paralela) a tensão aplicada não é tão alta quando na conexão em série ou tão baixa quanto na paralela. Porém, a complexidade do controle da tensão e corrente nos dispositivos continua sendo a mesma da conexão paralela.

##### 4.5.1 - LEDs ligados em série

Possuem as seguintes características:

- Alimentação CC;
- Mesma corrente em todos os LEDs;
- LEDs com a mesma intensidade luminosa;
- Tensões maiores;
- Perdas ôhmicas menores;
- LED aberto Sistema Aberto;
- Confiabilidade baixa;
- $I_{LEDtotal} = I_{LED}$ ;
- $V_{LEDtotal} = n \cdot V_{LED}$ .

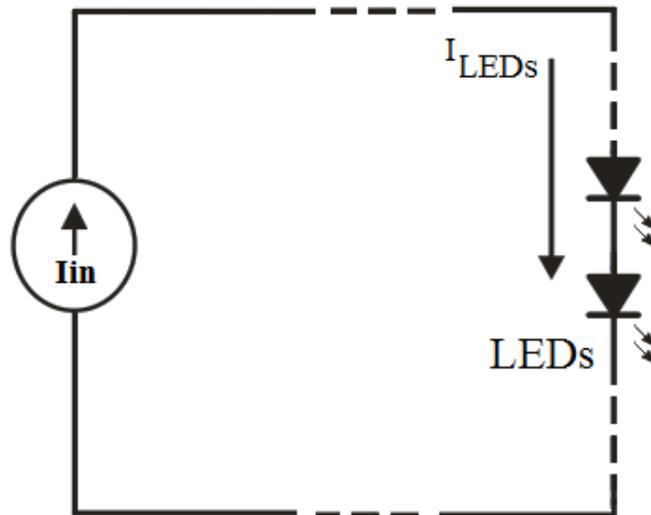


Figura 4.18 – LEDs ligado em série.

#### 4.5.2 - LEDs ligados em paralelo

Possuem as seguintes características:

- Alimentação CC;
- Tensões menores;
- Correntes maiores;
- Potências maiores
- Perdas ôhmicas maiores;
- LED aberto um braço aberto;
- Maior confiabilidade;
- $I_{LEDtotal} = n_{Braço} \cdot I_{LED}$ ;
- $V_{LEDtotal} = V_{LED}$ .

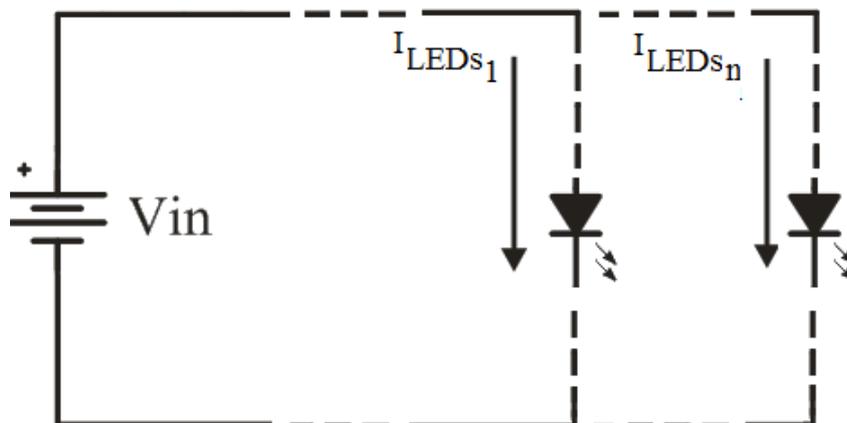


Figura 4.19 – LEDs ligado em paralelo.

#### 4.5.3 - LEDs ligados em série paralelo

Possuem as seguintes características:

- Alimentação CC
- Tensões maiores;
- Correntes maiores;
- Potências maiores;
- Perdas ôhmicas maiores;
- LED aberto um braço aberto;
- Maior confiabilidade.

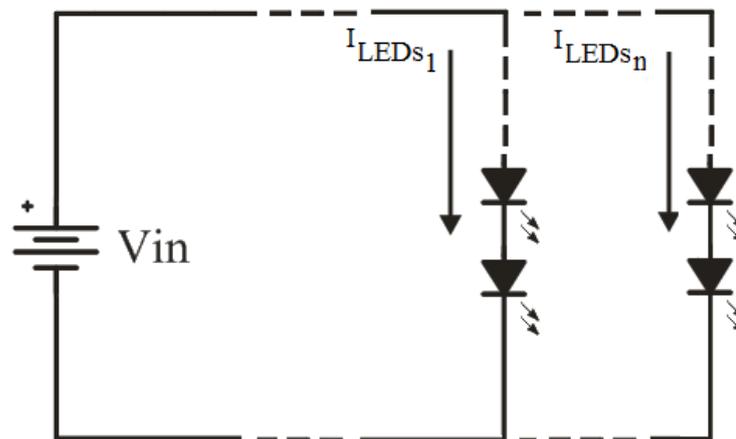
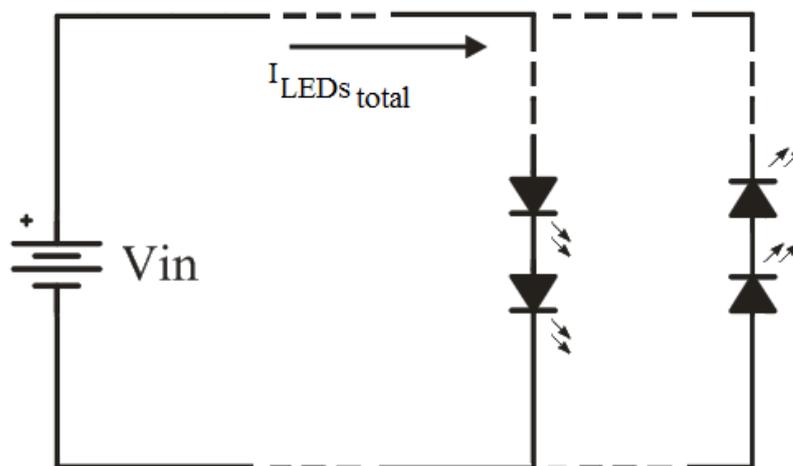


Figura 4.20 – LEDs ligado em série paralelo.

#### 4.5.4 - LEDs ligados em série antiparalelo

Possuem as seguintes características:

- Alimentação CA;
- Tensões maiores;
- Correntes maiores;
- Potências maiores
- Perdas ôhmicas maiores;
- LED aberto um braço aberto;
- Maior confiabilidade.



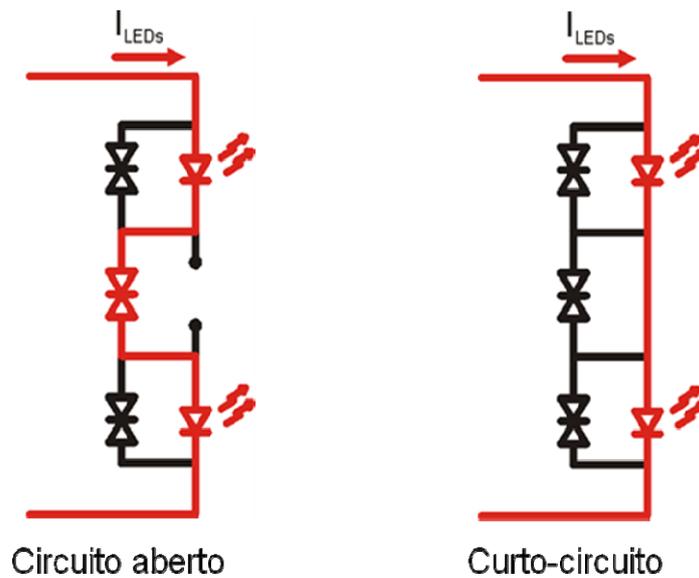
**Figura 4.21** – LEDs ligado em série antiparalelo.

Após análise realizada sobre os arranjos dos LEDs e, mesmo considerando que a conexão em série aumentaria o rendimento do conversor com a melhoria na eficiência e menor corrente sobre os LEDs, mas no caso de uma falha de um dos LEDs deixaria o sistema sem ação, optou-se em conectá-los em paralelo em função que se um dos LEDs falhasse os demais permaneceriam ligados e se o controle da corrente sobre eles fosse eficaz, a opção seria acertada, pois a troca de um dos LEDs no arranjo proposto é de fácil substituição.

#### 4.6 – Proteção Contra a Falha dos LEDs

Uma proposta para solucionar o problema da falha de um LED é a introdução de DIACs em paralelo com grupos de LEDs. Desta forma, se ocorrer a falha de um dispositivo gerando um circuito aberto, a tensão de saída do conversor é aplicada aos terminais do DIAC em paralelo com o grupo deste LED. Quando a tensão de disparo do DIAC é alcançada, este dispositivo conduz assegurando um caminho para a corrente nos demais grupos de LEDs.

Então, mesmo que ocorra defeito de alguns LEDs, os demais continuam em funcionamento. Esta é uma alternativa que aumentaria o custo, mas que garante o funcionamento dos demais LEDs do arranjo até que o LED defeituoso seja substituído, sob pena de redução da intensidade luminosa total, que é proporcional ao número de LEDs desativados. A utilização dos DIACs em paralelo com cada um dos dispositivos aumentaria o custo do circuito. Por este motivo é aconselhado utilizar os DIACs com grupos de LEDs, desde que a tensão neste grupo seja inferior à tensão de disparo do DIAC e que a redução da luminosidade do arranjo não seja comprometida (R. Pinto, 2008).



**Figura 4.22** – Proteção contra falha nos LEDs.

#### 4.7- Topologias propostas

Em função das várias características dos conversores eletrônicos isolados ou não, optou-se em aplicar quatro topologias, devido à sua fácil implementação e controle de corrente tornando-as atrativas para alimentar os arranjos de LEDs propostos, em especial o Flyback e o Buck (Moreira, 2008); além do Buck-boost e do Sepic.

Estes quatro conversores foram projetados para alimentar um arranjo de 30 LEDs de alto brilho, individualmente. Foram montados 2 arranjos de LEDs: Um com emissão de cor azul e outro na cor vermelha.

Os resultados experimentais foram realizados nos laboratórios do GEDRE (Grupo de Estudo e Desenvolvimento de Reatores Eletrônicos), do GMICRO (Grupo de Microeletrônica) da UFSM (Universidade Federal de Santa Maria) e do IF-SC (Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina) – Campus Chapecó.

A tabela 4.1 faz um comparativo entre as características básicas dos conversores propostos mostrando a relação de tensão, isolamento, eficiência entre outras. o

**TABELA 4.1**  
**COMPARAÇÃO ENTRE OS CONVERSORES PROPOSTOS**

<b>Característica</b>	<b>Buck</b>	<b>Buck-Boost</b>	<b>Sepic</b>	<b>Flyback</b>
Isolação: entrada e saída	Não	Não	Sim	Sim
Relação de tensão saída < entrada	saída < entrada	superior ou inferior à tensão de entrada, tensão de saída invertida	superior ou inferior a tensão de entrada	superior ou inferior a tensão de entrada
Função de transferência CC ( $V_{out}/V_{in}$ )	D ( $0 < D < 1$ )	$-D / (1-D)$ ( $0 < D < 1$ )	$D / (1-D)$ ( $0 < D < 1$ )	$D / (1-D)$ ( $0 < D < 1$ )
Corrente de pico na chave	$I_{out}$	$I_{out} (1 + (V_{out} / V_{in}))$	$I_{out}$	$(D \cdot V_{in} \cdot f) / L_1$
Armazenamento de energia	1 indutor	1 indutor	2 indutores	Transformador

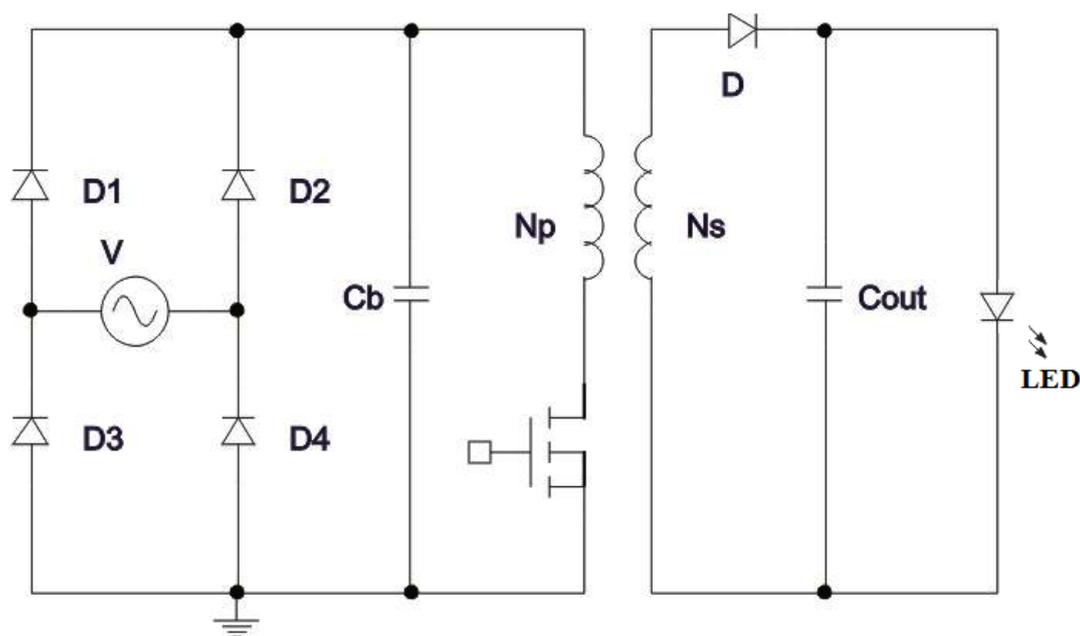
#### 4.7.1– Projeto do Conversor Flyback

O conversor apresenta as seguintes características básicas:

- Tensão de Entrada CA: 110/220V
- A tensão de saída é de 5V
- A corrente máxima de saída chega a 2A.
- Frequência de chaveamento é de 100kHz.

Esta topologia também pode ser utilizada para os arranjos de LEDs que emitem cores azuis e vermelhas.

A Figura 4.23 mostra a representação básica da topologia.



**Figura 4.23** – Configuração básica do conversor Flyback.

4.7.1.1 - Dados para o cálculo do projeto:

$$V_o = 5V$$

$$I_o = 2A$$

$$f = 60Hz$$

$$f_s = 100 \text{ kHz}$$

$$V_{in} = 220V$$

$$\eta = 0.75 \text{ (Rendimento do Conversor)}$$

$$V_D = 1V \text{ (Queda de Tensão no Diodo D)}$$

$$D_{m\acute{a}x} = 0.45$$

A tensão de pico pode ser calculada da seguinte forma:

$$V_{pk} = 220 \cdot \sqrt{2} = 311,12V \quad (4.5)$$

A tensão máxima de pico no capacitor pode ser dada por:

$$V_{pkm\acute{a}x} = V_{pk} \cdot 1,1 = 342,24V \quad (4.7)$$

A tensão mínima no capacitor pode ser calculada através da seguinte equação:

$$V_{min} = V_{pkmin} \cdot 0,8 = 224V \quad (4.8)$$

A potência de saída pode ser calculada por:

$$P_o = V_o \cdot I_o = 5.2 = 10W \quad (4.9)$$

A potência de saída é determinada por:

$$P_{in} = \frac{P_o}{\eta} = 13,33W \quad (4.10)$$

O capacitor  $C_b$  pode ser determinado por:

$$W_{in} = \frac{P_{in}}{f} = 0,22J \quad (4.11)$$

$$C_b = \frac{W_{in}}{V_{pkmin}^2 - V_{min}^2} = 12,28\mu F \quad (4.12)$$

A tensão  $V_b$  é:

$$V_b = V_{pkmax} = 342,24V \quad (4.13)$$

O cálculo do Transformador pode ser obtido para o pior caso, quando:  $V_{pk} = \text{mín e } D_{máx} = 0.45$ ):

Assim, a indutância é determinada por:

$$L_p = \frac{(V_{pkmin}^2 \cdot D_{máx}^2)}{2 \cdot P_o \cdot f_s} \cdot \eta = 3,817 \times 10^{-3} \text{ H} \quad (4.14)$$

As correntes de pico, média e eficaz podem ser calculadas através de:

$$I_{pk} = \frac{V_{pkmin} \cdot D_{máx}}{L_p \cdot f_s} = 330mA \quad (4.15)$$

$$I_{méd} = I_{pk} \cdot \left(\frac{D_{máx}}{2}\right) = 74mA \quad (4.16)$$

$$I_{ef} = I_{pk} \cdot \sqrt{\frac{D_{máx}}{3}} = 128\text{mA} \quad (4.17)$$

A tensão  $V_s$  é:

$$V_s = V_o + V_D = 14\text{V} \quad (4.18)$$

A relação de número de espiras é:

$$a = \frac{V_{pkmin} \cdot D_{máx}}{V_s(1 - D_{máx})} = 16.364 \quad (4.19)$$

Pois,

$$a = \frac{N_p}{N_s} \quad (4.20)$$

A indutância no secundário é calculada por:

$$L_s = \frac{L_p}{a^2} = 1,425 \times 10^{-5} \text{H} \quad (4.21)$$

A Bitola do fio no primário é:

$$J = 300 \cdot \frac{A}{\text{cm}^2} \quad (4.22)$$

$$S = \frac{I_{ef}}{J} = 4.262 \times 10^{-8} \text{m}^2 \quad (4.23)$$

O cálculo dos diodos pode ser obtido por:

$$I_{Dméd} = \frac{I_{méd}}{2} = 0,037\text{A} \quad (4.24)$$

Onde:

$$V_{Dpk} = V_B \quad (4.25)$$

O Núcleo pode ser calculado por:

$$\Delta_B = 0.15T$$

$$K_p = 0.5$$

$$K_w = 0.4$$

$$Ae.Aw = \frac{P_o}{\Delta B.f_s.K_p.K_w.j} = 1.733E^{-9} \text{ m}^4 \quad (4.26)$$

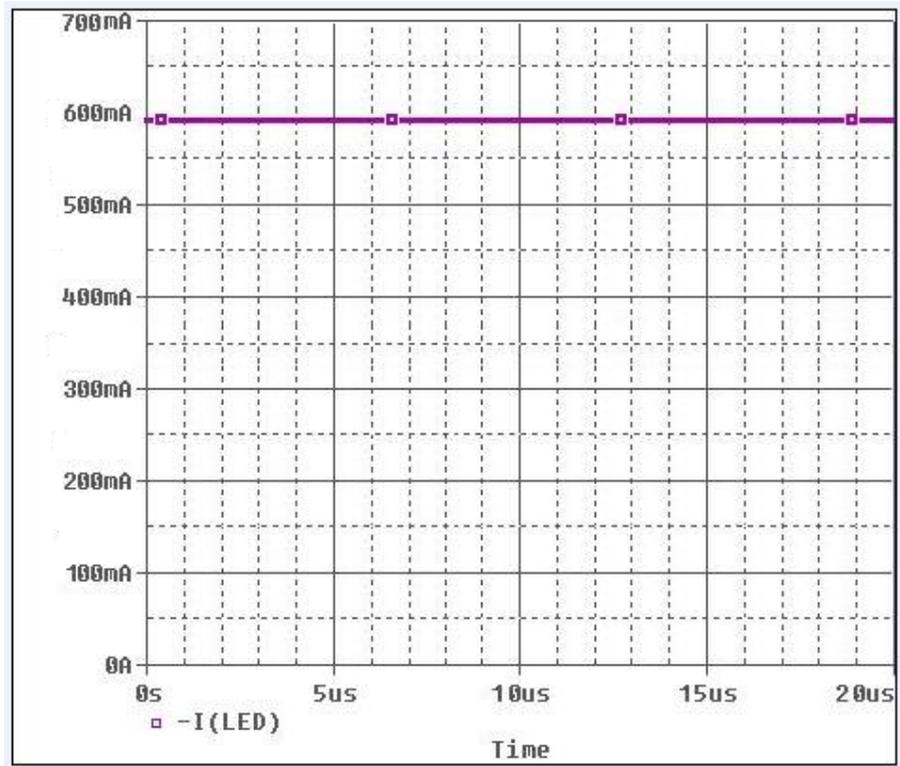
$$N_p = \frac{D_{m\acute{a}x}.V_{pk\acute{m}in}}{Ae.\Delta B.f_s} = 140 \text{ esp.} \quad (4.27)$$

$$N_s = \frac{N_p.V_s(1 - D_{m\acute{a}x})}{V_{pk\acute{m}in}.D_{m\acute{a}x}} = 8,5 \text{ esp.} \quad (4.28)$$

A bitola do fio utilizado foi de 30 AWG e núcleo utilizado foi um E30/7.

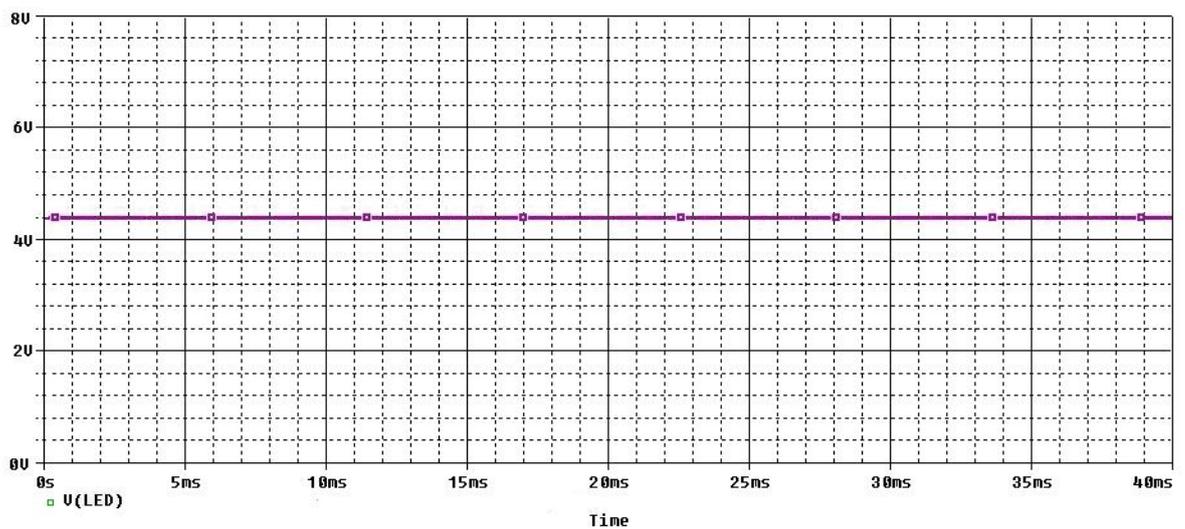
#### 4.7.1.2 - Resultado das simulações realizadas no conversor Flyback

As Figuras abaixo representam as simulações obtidas pelo *software* ORCAD<sup>®</sup>. A Figura 4.24 representa a corrente direta que alimenta o arranjo de LEDs que emite a luz vermelha. Como a corrente de funcionamento segundo o fabricante é de 20mA e o arranjo possui 30 LEDs ela se aproxima dos 600mA.

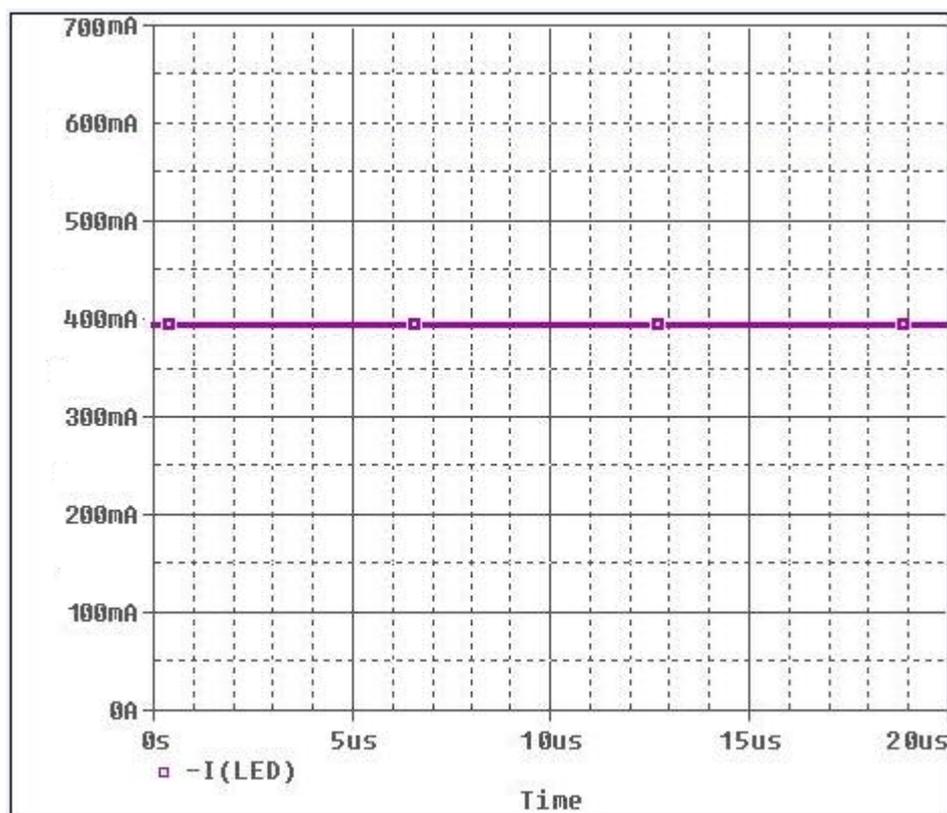


**Figura 4.24** – Simulação da corrente nos LEDs que emitem a cor vermelha.

A Figura 4.25 representa a tensão sobre os LEDs na faixa de 4,38V. A fonte foi projetada para uma tensão de 5V.



**Figura 4.25** – Simulação da tensão nos LEDs que emitem a cor vermelha.



**Figura 4.26** – Simulação da corrente nos LEDs que emitem a cor azul.

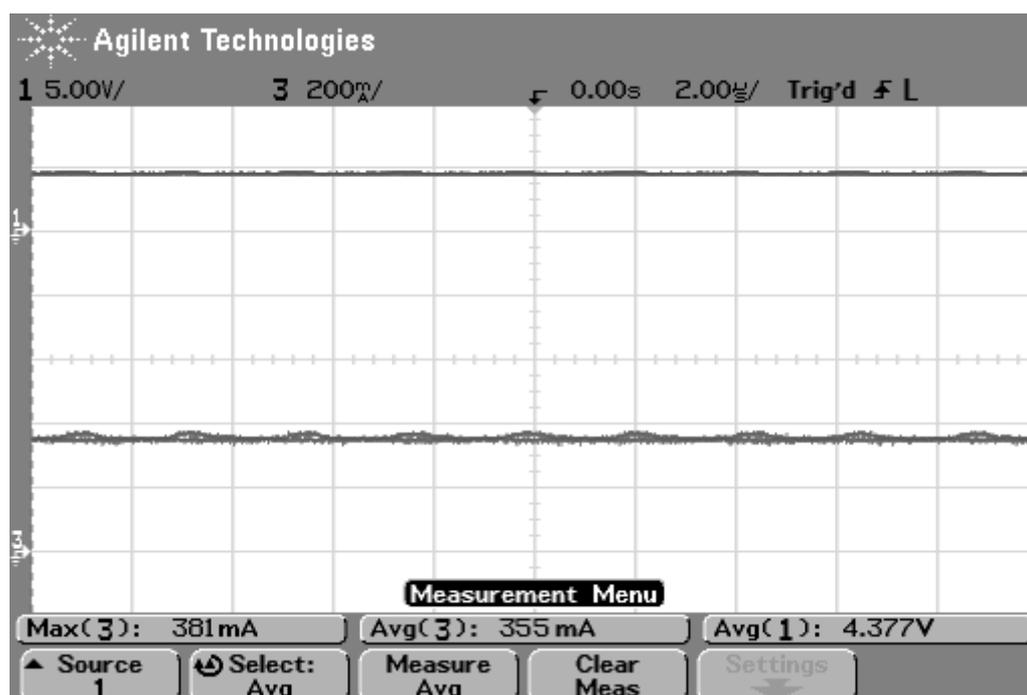
A Figura 4.26 mostra a simulação da corrente sobre os LEDs que emitem a cor azul.

#### 4.7.1.3 - Resultados experimentais

Foram adquiridas algumas formas ondas de tensão e corrente sobre os LEDs e sobre a chave visando demonstrar a característica e o comportamento do conversor eletrônico Flyback alimentando os LEDs de alto brilho nos arranjos azul e vermelho.

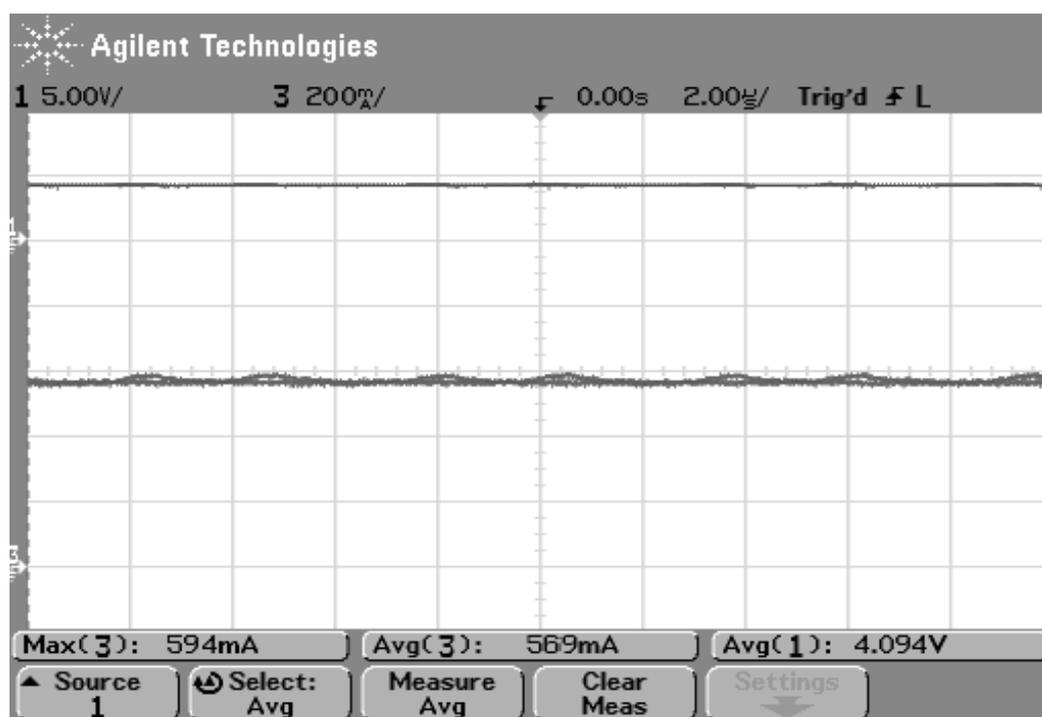
A Figura 4.27 mostra as formas de onda de tensão e corrente do conversor Flyback que alimenta o arranjo de LEDs que emite luz azul. O valor médio da corrente e a corrente máxima, além da tensão sobre os LEDs são apresentados. Os valores obtidos aproximam-se consideravelmente do valor simulado.

As aferições foram realizadas no IF-SC (Instituto Federal de Santa Catarina) Campus Chapecó e nos laboratórios do GEDRE na UFSM (Universidade Federal de Santa Maria).



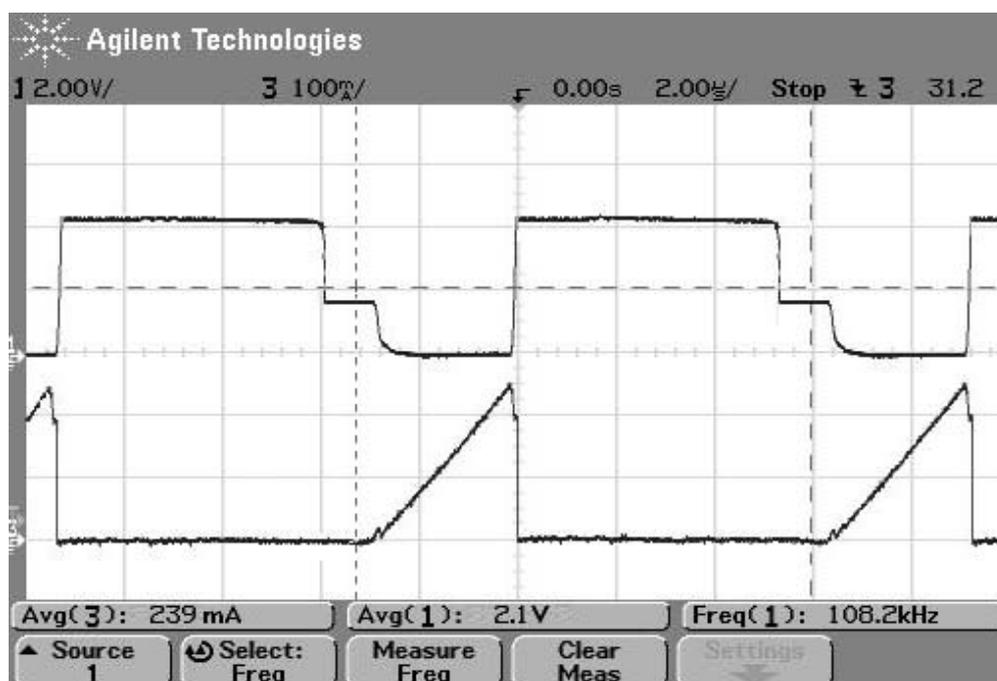
**Figura 4.27** – Formas de onda do Conversor Flyback – LEDs que emitem a cor azul  
(CH1: 5V/div; CH3: 200mA/div; Tempo/div: 2 $\mu$ s)

A Figura 4.28 representa a forma de onda da tensão e corrente sobre os LEDs de emitem que a cor vermelha. A corrente máxima aproxima-se de 600mA conforme simulado e a tensão na faixa de 4,3V aproximando-se também do valor simulado.

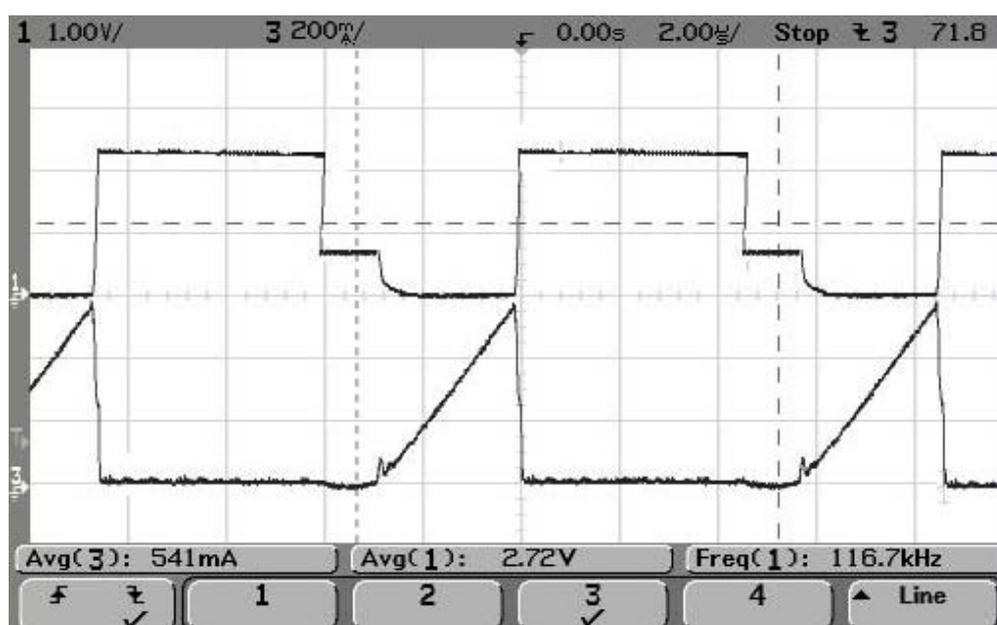


**Figura 4.28** – Formas de onda do Conversor Flyback – LEDs que emitem a cor vermelha.  
(CH1: 5V/div; CH3: 200mA/div; Tempo/div: 2 $\mu$ s)

As Figuras 4.29 e 4.30 representam respectivamente, a tensão e a corrente sobre a chave, para os arranjos de LEDs que emitem a cor azul e a cor vermelha. A frequência de chaveamento ficou na faixa de 100kHz conforme projetada. E os níveis de tensão de corrente apresentaram-se dentro de esperado e com suas formas de onda bem característica da topologia proposta.



**Figura 4.29** – Formas de onda do Conversor Flyback – LEDs que emitem cor azul.  
 (CH1: 2V/div; CH3: 100mA/div; Tempo/div: 2μs)



**Figura 4.30** – Formas de onda do Conversor Flyback – LEDs que emitem a cor vermelha.  
 (CH1: 1V/div; CH3: 200mA/div; Tempo/div: 2μs)

#### 4.7.1.4 – Fotos do protótipo desenvolvido

As Figuras 4.31 e 4.32 mostram detalhes do protótipo desenvolvido para ser aplicado na recuperação e bioestimulação tecidual humana.



**Figura 4.31** – Detalhe do conversor Flyback.



**Figura 4.32** – Conversor Flyback Alimentando LEDs que emitem a cor azul.

#### 4.7.2- Projeto do Conversor Buck

O segundo conversor a ser escolhido para o projeto foi o conversor Buck devido a sua fácil implementação e de possuir o atributo de fonte de corrente na saída tornando esta topologia



A Figura 4.34 mostra o diagrama de blocos dos conversores projetados.

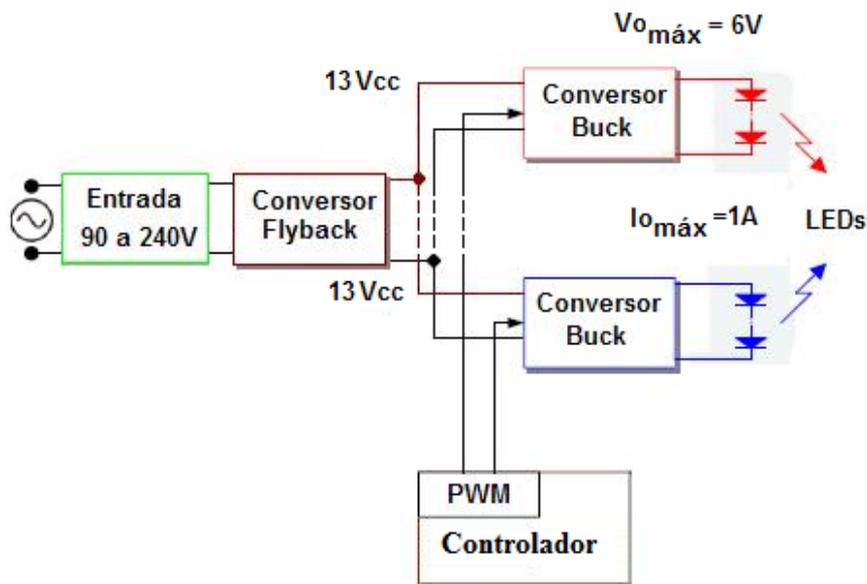


Figura 4.34 – Diagrama de blocos dos conversores.

A entrada é universal (90 a 240V) passa pelo estágio de retificação alimentando o conversor Flyback que em seus terminais disponibilizará a tensão CC de 13V para alimentar o conversor Buck e, no estágio de saída deste conversor ocorre a alimentação para o arranjo de LEDs que emite a cor azul ou o arranjo que emite a cor vermelha. A entrada do conversor Buck possui um capacitor que opera como filtro. Utiliza-se um regulador LM-2575-5.0 que opera em 52kHz.

A tensão de saída do conversor Buck é de 6V com uma corrente máxima de saída é de 1A. O diodo  $D_1$ , o Indutor  $L_1$  e o capacitor  $C_2$  formam o circuito típico do conversor Buck.

O circuito integrado LM358 realiza tipo um *feedback* que controla a tensão de saída em malha aberta e a corrente de saída; desta forma os LEDs podem ser excitados com uma corrente constante, tornando o controle do sistema mais preciso e estável. A referência de tensão é obtida com o auxílio de um circuito integrado de referência, no caso um TL431CP.

A fonte possui isolação total, mesmo na condição de curto circuito em seus terminais. Esta topologia também pode ser utilizada para os arranjos de LEDs azuis e vermelhos.

A Figura 4.35 mostra o desenho esquemático do conversor Buck.



A resistência da carga pode ser calculada da seguinte forma:

$$R_o = \frac{V_o}{I_o} = 6\Omega \quad (4.31)$$

A corrente sobre o interruptor pode ser definida como:

$$I_s(D) = D.I_o = 0,46A \quad (4.32)$$

A corrente no diodo pode ser encontrada através da seguinte expressão:

$$I_D(D) = (1-D).I_o = 0,54A \quad (4.33)$$

Ondulação de corrente no indutor pode ser achada por:

$$\Delta I_{L_o} = \Delta I_{L_o}.I_o = 0,1A \quad (4.34)$$

Ondulação de tensão na saída pode ser calculada por:

$$\Delta V_{C_o} = \Delta V_{C_o}.V_o = 0,06V \quad (4.35)$$

A Indutância pode ser definida como:

$$L_o = \frac{V_{in}}{4.f_s.\Delta I_{L_o}} = 0,625mH \quad (4.36)$$

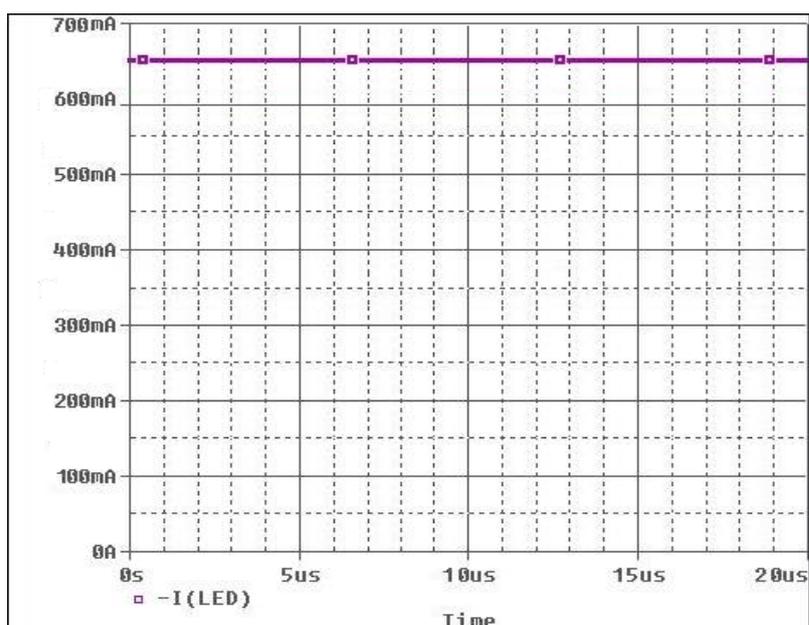
O capacitor de saída pode ser calculado da seguinte forma:

$$C_o = \frac{V_{in}}{31.L_o.f_s^2.\Delta V_{C_o}} = 4,136\mu F \quad (4.37)$$

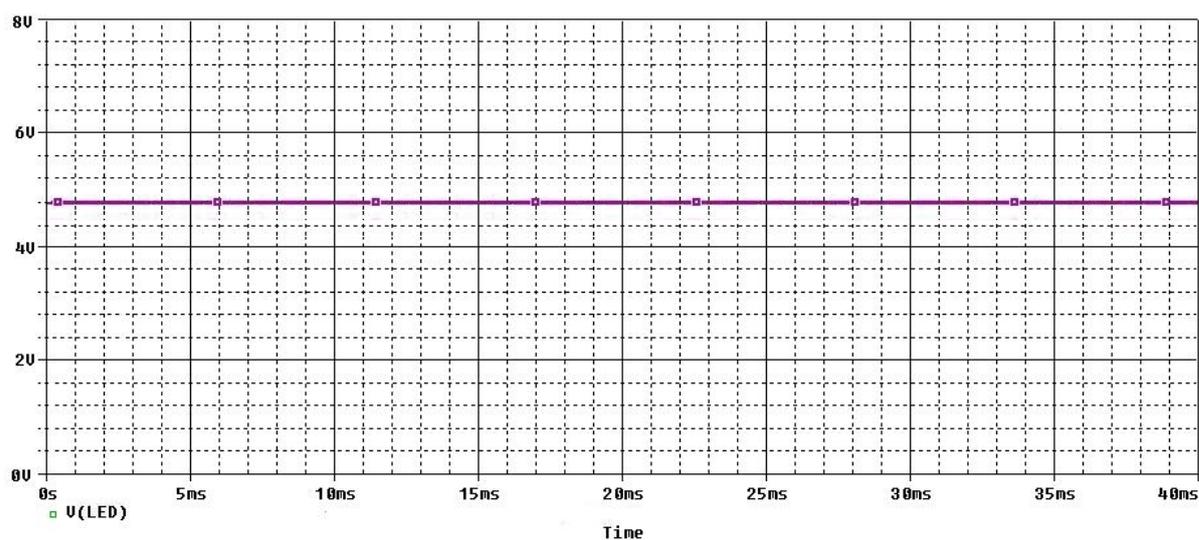
#### 4.7.2.2 - Resultado das simulações realizadas no conversor Buck

As Figuras abaixo representam as simulações obtidas pelo *software* ORCAD<sup>®</sup>.

Como a corrente nominal de funcionamento do LED é de 20mA e o arranjo possui 30 LEDs ela está na faixa dos 600mA.

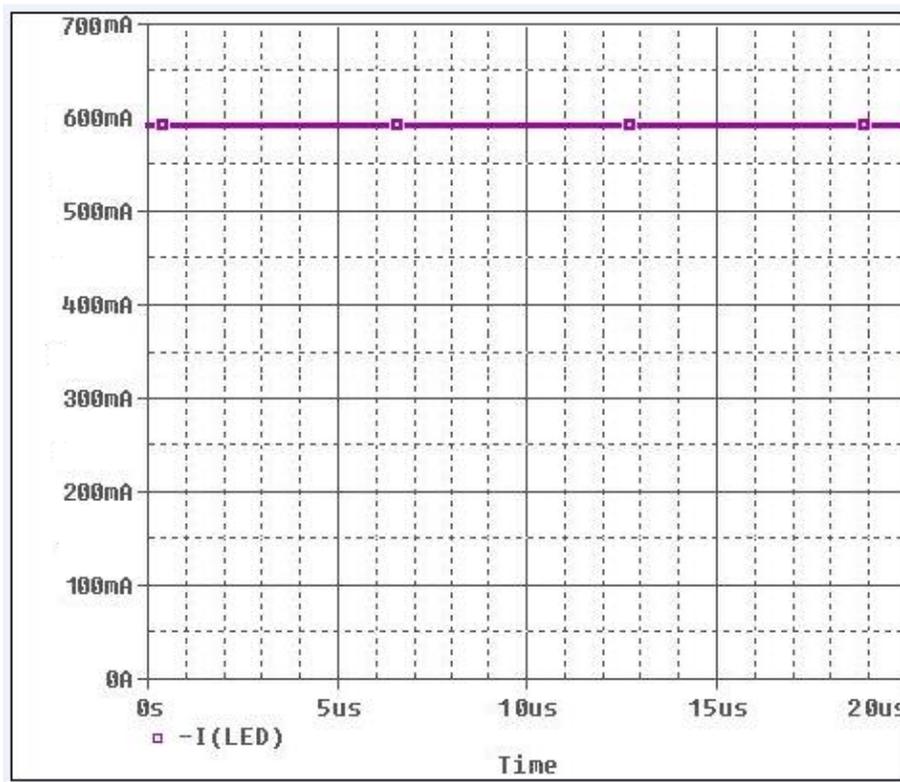


**Figura 4.36** – Corrente de saída no conversor Buck que alimenta os LEDs que emitem luz azul.



**Figura 4.37** – Tensão de saída do conversor Buck que alimenta os LEDs que emitem luz azul.

As Figuras 4.36 e 4.37 representam a simulação da corrente e tensão que alimentam o arranjo de LEDs que emitem a luz azul. Os valores obtidos estão próximos dos valores projetados.



**Figura 4.38** – Corrente do conversor Buck que alimenta os LEDs que emitem luz vermelha.

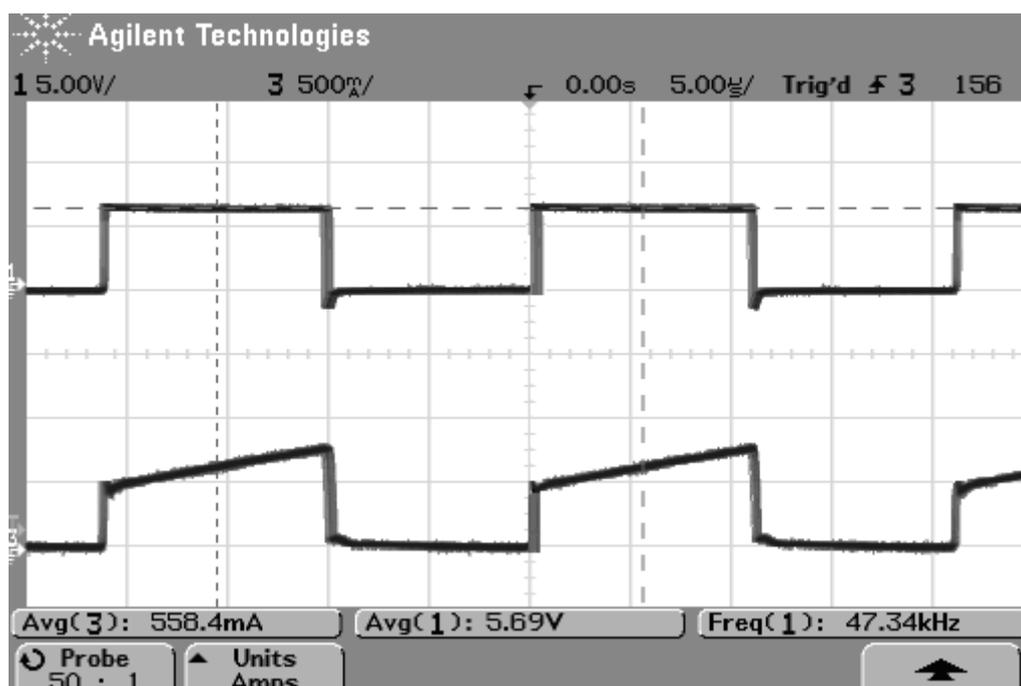
A Figura 4.38 representa graficamente a corrente que circula no arranjo de LEDs que emitem luz vermelha.

#### 4.7.2.3 - Resultados experimentais

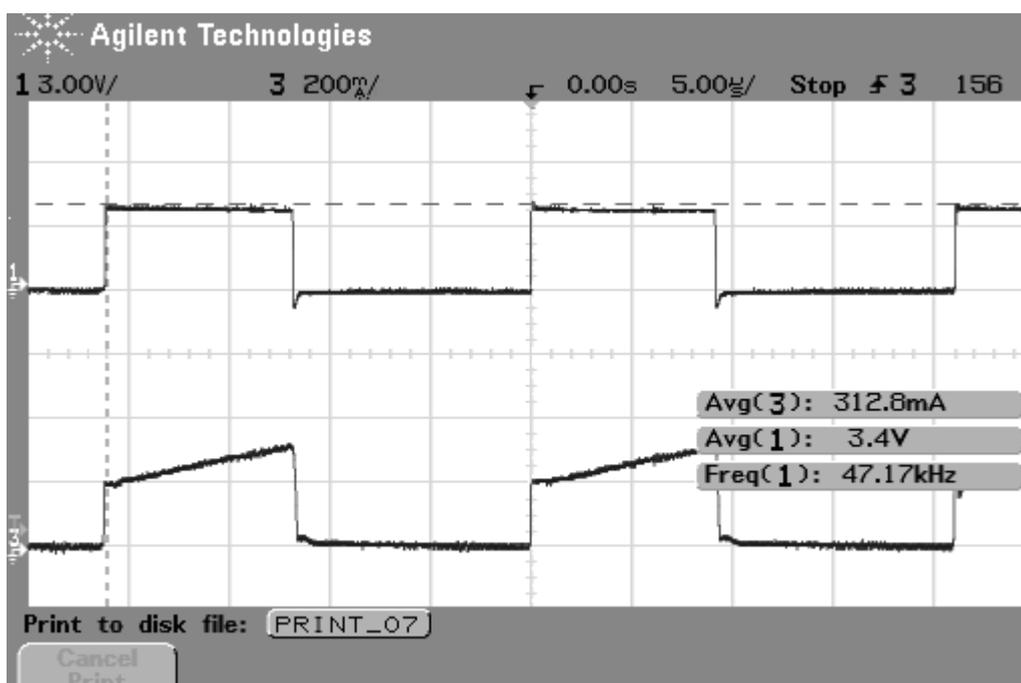
Os resultados experimentais foram realizados no IF-SC (Instituto Federal de Santa Catarina) Campus Chapecó e nos laboratórios do GEDRE na UFSM (Universidade Federal de Santa Maria).

Foram aferidas algumas formas ondas de tensão e corrente sobre os LEDs e sobre o interruptor visando demonstrar a característica e o comportamento do conversor eletrônico Buck alimentando os LEDs de alto brilho nos arranjos azul e vermelho.

A Figura 4.39 mostra as formas de onda de tensão e corrente do conversor Buck que alimenta o arranjo de LEDs que emitem luz azul. O valor médio da corrente e a corrente máxima, além da tensão sobre os LEDs são apresentados. Os valores obtidos aproximam-se consideravelmente do valor simulado.

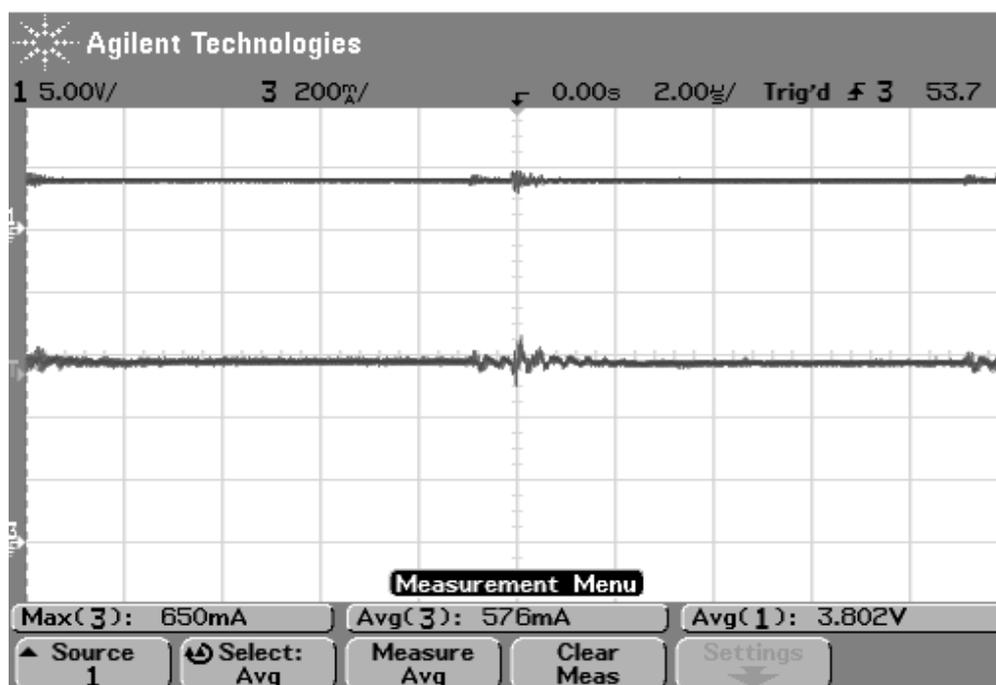


**Figura 4.39** – Tensão e corrente do conversor Buck que alimentam LEDs que emitem luz azul.  
(CH1: 5V/div; CH3: 500mA/div; Tempo/div: 5µs)



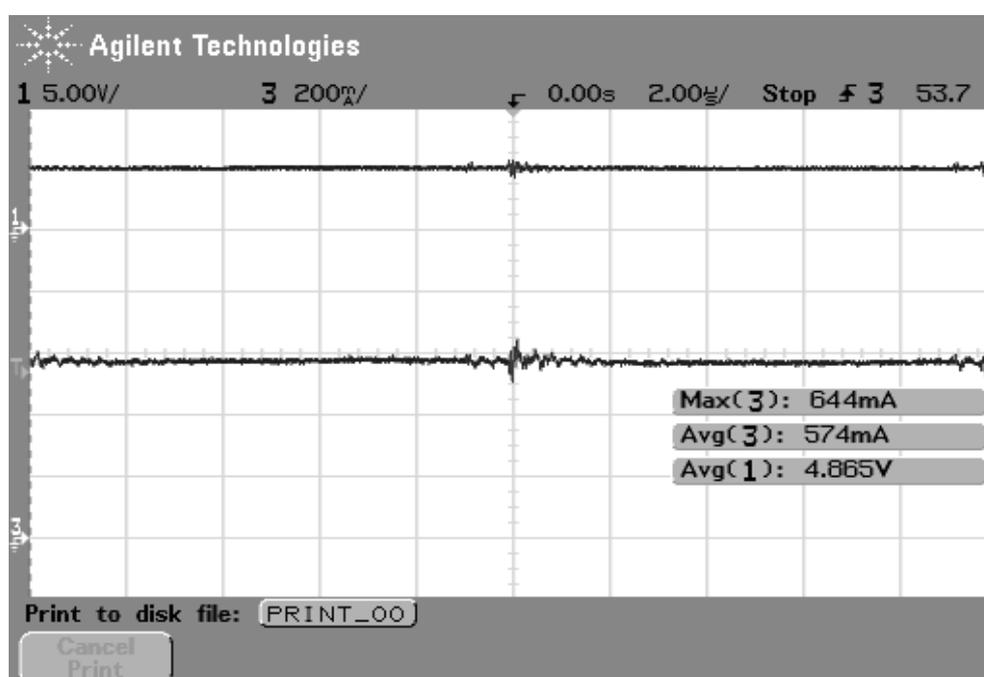
**Figura 4.40** – Tensão e corrente do conversor Buck que alimentam LEDs que emitem luz vermelha.  
(CH1: 3V/div; CH3: 200mA/div; Tempo/div: 5µs)

A Figura 4.40 apresenta a forma de onda da tensão e da corrente sobre o arranjo de LEDs, alimentados pelo conversor Buck, que emitem a luz na cor vermelha. Os valores obtidos estão dentro dos valores esperados.



**Figura 4.43** – Formas de onda da tensão e da corrente no conversor Buck que alimentam LEDs que emitem luz vermelha.

(CH1: 5V/div; CH3: 200mA/div; Tempo/div: 2µs)

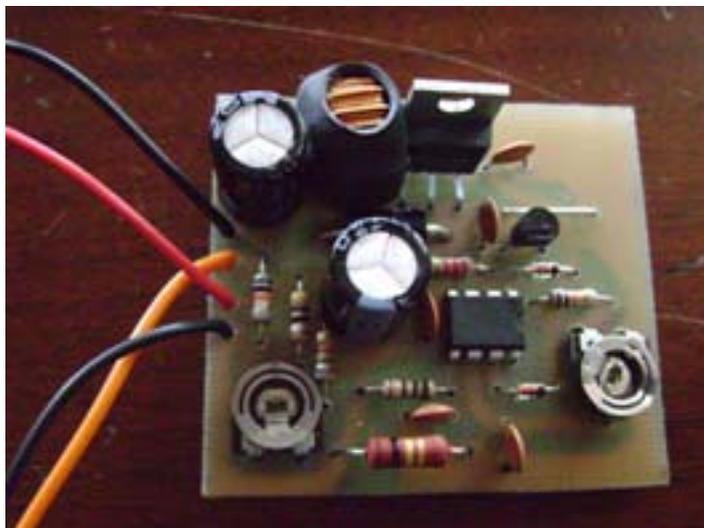


**Figura 4.44** – Formas de onda da tensão e da corrente no conversor Buck alimentam LEDs que emitem luz na cor azul.

(CH1: 5V/div; CH3: 200mA/div; Tempo/div: 2µs)

As Figuras 4.43 e 4.44 representam as formas de onda da tensão e da corrente no conversor Buck para os arranjos de LEDs que geram cores azuis e vermelhas.

## 4.7.2.4 – Foto do protótipo desenvolvido



**Figura 4.45** – Foto do Conversor Buck.

A Figura 4.45 mostra o conversor Buck que recebe uma tensão 13V CC através de um conversor Flyback.

## 4.7.3- Projeto do Conversor Buck-Boost

O Conversor Buck-Boost recebe uma tensão de entrada de 13V CC através de um conversor Flyback idêntico ao apresentado no item 4.7.2.

$$V_{in} = 13V$$

$$V_{out} = 8V \text{ (máxima)}$$

$$f_s = 52kHz$$

$$I_{out} = 600mA$$

$$\eta = 0,8$$

Cálculo da razão cíclica máxima:

$$V_{out} = V_{in} \cdot \left( \frac{D}{1-D} \right) \quad (4.38)$$

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = D_{máx} = 0,6 \quad (4.39)$$

Cálculo do indutor:

$$L = \frac{1}{2} \cdot \frac{V_{in}^2 \cdot D_{máx}^2 \cdot \eta}{P_{out} \cdot f_s} \quad (4.40)$$

$$L = 97,5 \mu H \approx 100 \mu H$$

Cálculo da corrente média máxima no diodo:

$$ID_{méd_{máx}} = \frac{V_{in}^2 \cdot D_{máx}^2}{2 \cdot f_s \cdot L \cdot V_{out}} \quad (4.41)$$

$$ID_{méd_{máx}} = 0,73 A$$

Cálculo do capacitor de saída:

O capacitor  $C_{out}$  é projetado para limitar a ondulação da tensão de saída em valores pequenos, sem comprometer o tamanho do circuito. A ondulação da tensão de saída ( $\Delta V$ ) foi especificada em 350mV.

$$C_{out} \geq \frac{I_{out} \cdot D_{máx}}{f_s \cdot \Delta V_{co}} \quad (4.42)$$

$$C_{out} \geq 19,7 \mu F$$

O valor de  $C_{out}$  utilizado no projeto é de 22 $\mu$ F.

Potência de saída do conversor:

$$P_{out} = V_{out} \cdot I_{out} \quad (4.43)$$

$$P_{out} = 4,8 W$$

Potência de entrada do conversor:

$$P_{in} = \frac{P_{out}}{\eta} \quad (4.44)$$

$$P_{in} = 6 W$$

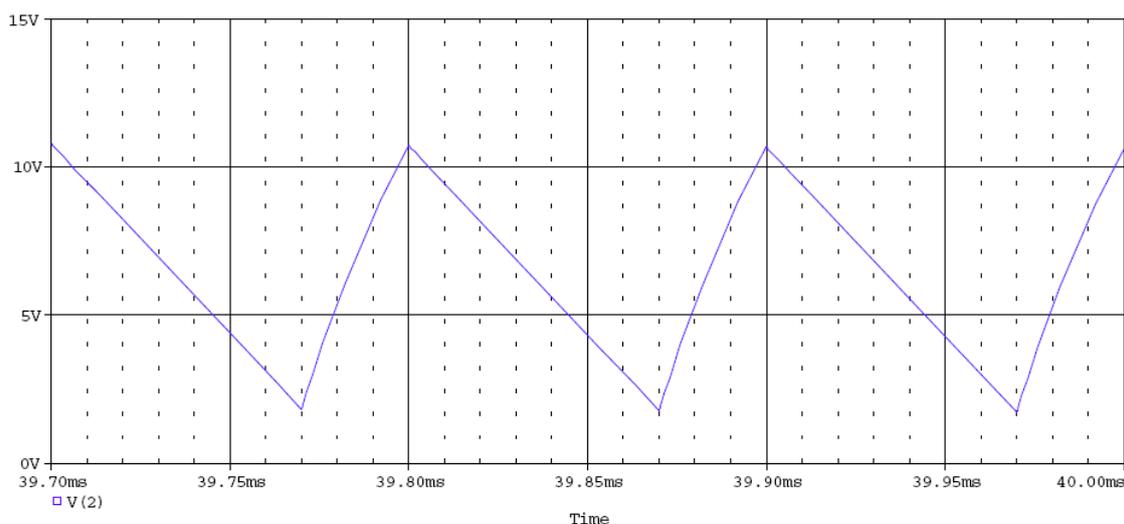
É utilizado um CI dedicado, LM2575, que controla as etapas necessárias para o funcionamento do conversor Buck-boost que suporta até 1A, trabalhando a uma frequência de chaveamento de 52kHz, que é gerada diretamente no CI.

Como é de costume a estes dispositivos, a etapa osciladora, o gerador de PWM e o circuito de chaveamento já fazem parte do circuito interno do CI, bem como as proteções. A utilização deste dispositivo facilita na estruturação da topologia.

O seu princípio de funcionamento consiste de um CI que gera pulsos de corrente sobre o indutor a uma frequência de 52 kHz, sendo a largura dos mesmos dependentes da corrente de saída do conversor, sendo que estes são controlados pelo circuito interno do CI que monitora a tensão de saída através de um pino chamado FB (feedback) onde a tensão de saída é comparada com uma outra tensão de referência gerada no interior do integrado, e sua saída é corrigida em função da não concordância entre as mesmas, através da variação da razão cíclica de chaveamento.

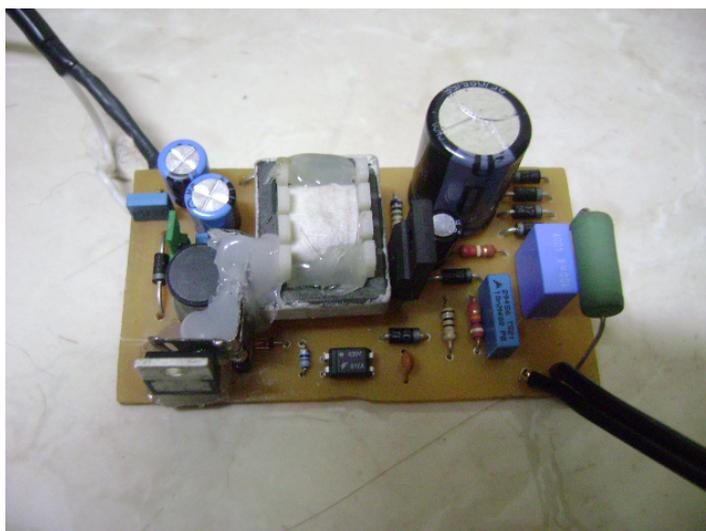
#### 4.7.3.1 - Resultado das simulações realizadas no conversor Buck-Boost

As Figuras 4.46 e 4.47 representam o comportamento da tensão e da corrente aplicada sobre os LEDs que emitem luz na cor vermelha. Os valores simulados apresentaram-se maiores dos que foram aferidos no protótipo desenvolvido. Um pouco se deve aos dispositivos selecionados e as características do LED utilizado na simulação.



**Figura 4.46** – Simulação da tensão aplicada sobre os LEDs que emitem luz na cor vermelha.

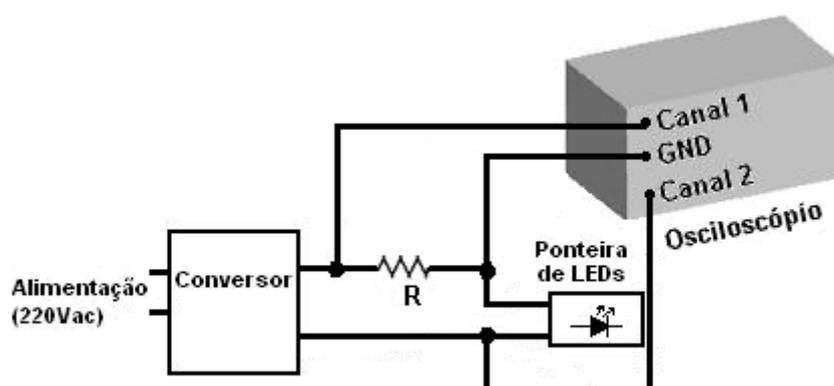




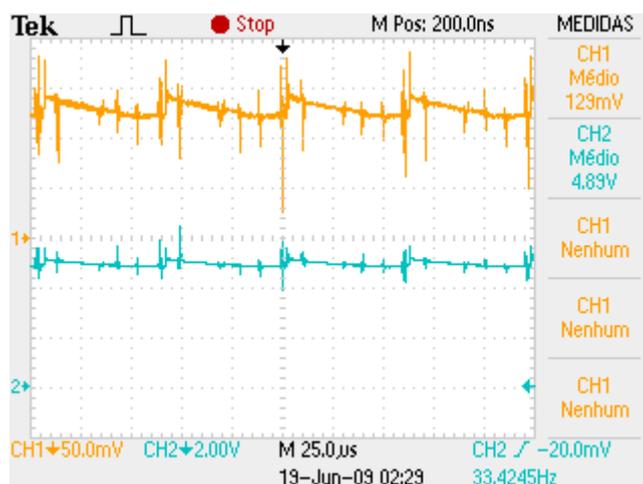
**Figura 4.49** – Foto do Conversor Buck-Boost.

#### 4.7.3.2 – Resultados experimentais

Para realizar a medição do protótipo foram utilizados 2 canais do osciloscópio digital, onde um mediu a tensão e outro mediu a corrente. Para medir a corrente nos LEDs, que é de baixo valor, foi utilizado um resistor de  $0,24\Omega$  ligado em série com uma das conexões entre os LEDs e o conversor a fim de obter o valor da corrente que alimenta o grupo de LEDs, conforme mostra a Figura 4.50.

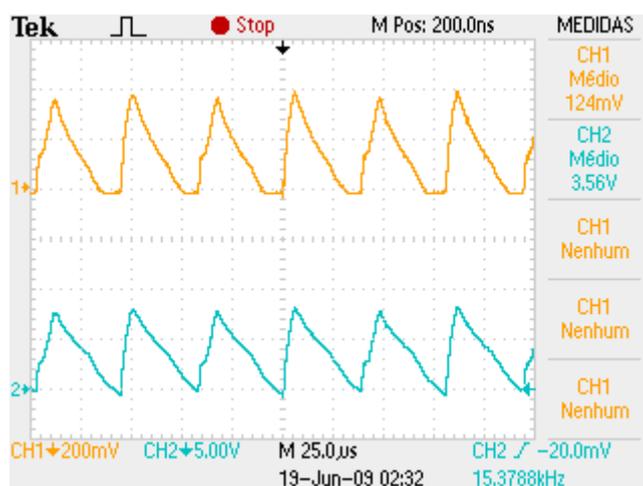


**Figura 4.50** – Desenho esquemático do arranjo utilizado para medir a corrente.



**Figura 4.51** – Tensão e corrente sobre os LEDs que emitem na cor vermelha com capacitor de saída – Conversor Buck-boost.

(CH2 – Tensão no arranjo de LEDs = 4,89V; CH1 – Tensão mostrada de 129mV equivale a 537,5mA de corrente; A/div(CH1): 208,3mA; V/div(CH2): 2V; Tempo/div: 25µs)



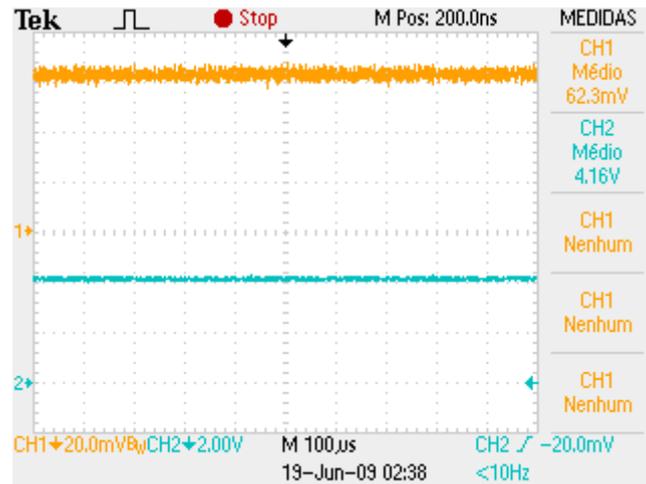
**Figura 4.52** – Tensão e corrente sobre os LEDs que emitem na cor vermelha sem capacitor de saída – Conversor Buck-boost.

(CH2 – Tensão no arranjo de LEDs = 3,56V; CH1 – Tensão mostrada de 124mV equivale a 516,6mA de corrente; A/div(CH1): 833,3mA; V/div(CH2): 5V; Tempo/div: 25µs)

As Figuras 4.51 e 4.52 mostram a tensão e a corrente sobre os LEDs que emitem luz na cor vermelha. Os valores mantiveram-se dentro dos valores estipulados no projeto.

Ao se retirar o capacitor do circuito ocorreu uma redução da oscilação e uma forma de onda mais estável.

A Figura 4.53 mostra a tensão e a corrente sobre os LEDs que emitem luz na cor azul, estando dentro dos valores projetados.



**Figura 4.53**– Tensão e corrente sobre os LEDs que emitem na cor azul com capacitor de saída – conversor Buck-boost.  
 (CH2 – Tensão no arranjo de LEDs = 4.16V; CH1 – Tensão mostrada de 62,3mV equivale a 260mA de corrente; A/div(CH1): 83,3mA; V/div(CH2): 2V; Tempo/div: 100µs)

#### 4.7.4 - Projeto do Conversor SEPIC

O Conversor Sepic recebe uma tensão de entrada de 13V CC através de um conversor Flyback idêntico ao apresentado no item 4.7.2. Abaixo, os dados do conversor Sepic.

$$V_{in} = 13V$$

$$V_{out} = 8V \text{ (máxima)}$$

$$f_s = 50kHz$$

$$I_{out} = 600mA$$

$$D_{max} = 0,6$$

$$\eta = 0,8$$

Cálculo do indutor  $L_1$ :

$$L_1 = \frac{V_{in} \cdot D_{máx}}{\Delta I_{in} \cdot f_s} \quad (4.45)$$

$$L_1 = 3,4mH$$

Cálculo do indutor  $L_2$ :

$$L_2 = \frac{V_{in} \cdot D_{máx}}{\Delta I_{out} \cdot f_s} \quad (4.46)$$

$$L_2 = 2,6mH$$

Cálculo do capacitor de entrada:

$$C \geq \frac{I_{out} \cdot D_{máx}}{f_s \cdot \Delta V_{VA}} \quad (4.47)$$

$$C \geq 5,54 \mu F$$

O valor de C utilizado no projeto é de 6,2μF.

Cálculo do capacitor de saída:

O capacitor  $C_{out}$  é projetado para limitar a ondulação da tensão de saída em valores pequenos, sem comprometer o tamanho do circuito. A ondulação da tensão de saída ( $\Delta V$ ) foi especificada em 350mV.

$$C_{out} \geq \frac{I_{out} \cdot D_{máx}}{f_s \cdot \Delta V_{co}} \quad (4.48)$$

$$C_{out} \geq 20,50 \mu F$$

O valor de  $C_{out}$  utilizado no projeto é de 22μF.

Cálculo da corrente média máxima no diodo:

$$ID_{méd} = (I_{in} + I_{out}) \cdot D = I_{out} \quad (4.49)$$

$$ID_{méd} = 0,63 A$$

Potência de saída do conversor:

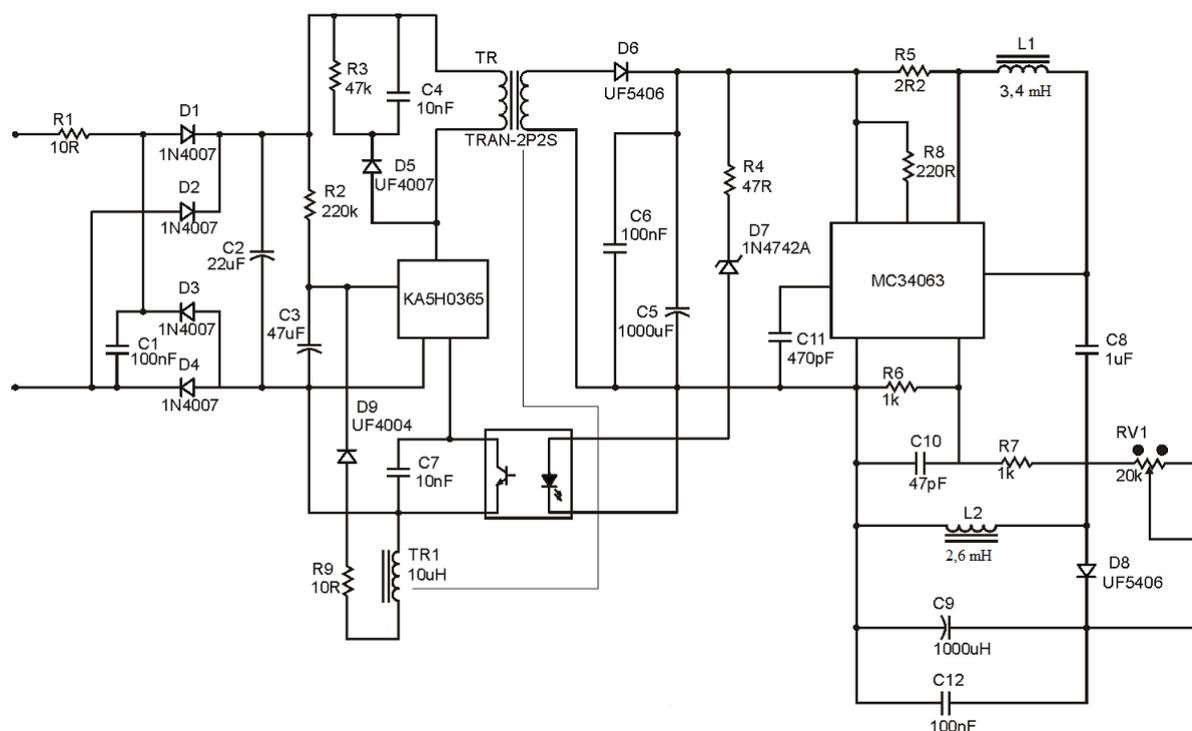
$$P_{out} = V_{out} \cdot I_{out} \quad (4.50)$$

$$P_{out} = 4,8 W$$

Potência de entrada do conversor:

$$P_{in} = \frac{P_{out}}{\eta} \quad (4.51)$$

$$P_{in} = 6 W$$



**Figura 4.54** – Diagrama do circuito do conversor Sepic.

O princípio de funcionamento do conversor Sepic combina com a união entre os conversores Boost e um Buck-boost, configurados de tal forma a formarem o arranjo Sepic.

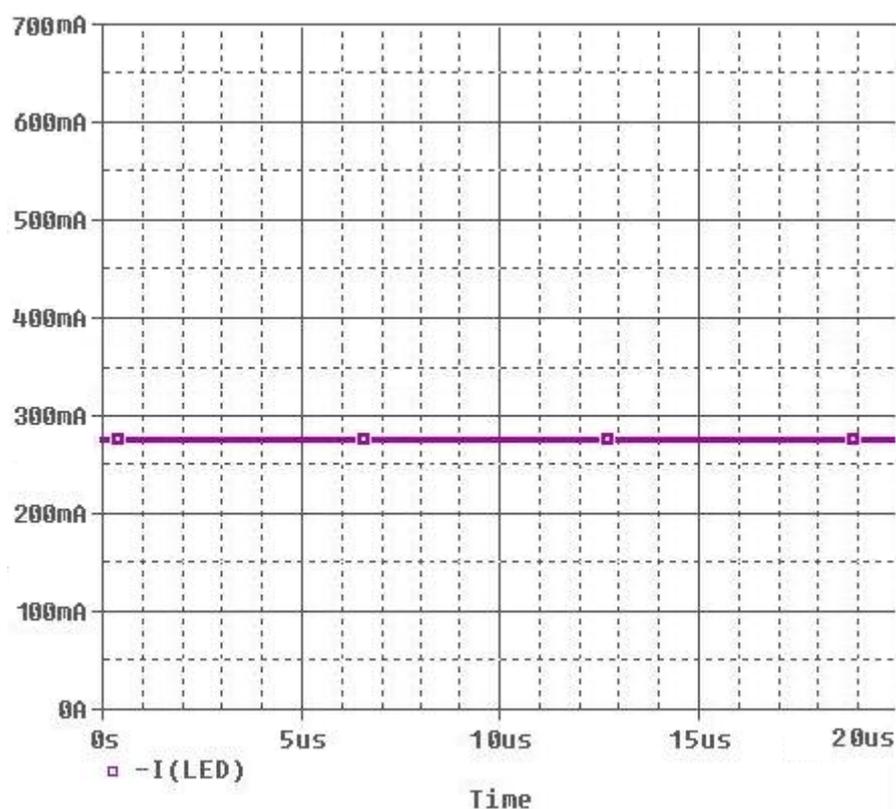
O conversor Sepic possui a vantagem de elevar ou reduzir a tensão de entrada sem invertê-la. O funcionamento do modelo proposto baseia-se no circuito integrado, MC34063, que é um controlador PWM completo; contendo o oscilador, circuitos de proteção e o dispositivo de comutação, integrados em um mesmo chip.

O conversor Flyback fornece a tensão de entrada de 13V para o conversor Sepic que gera em sua saída uma tensão que pode variar entre 3V e 8V, através do ajuste de um trimpot no qual este ajusta a tensão regulando a corrente efetiva sobre os LEDs.

A frequência de oscilação está definida em torno dos 50kHz com a ajuda de um capacitor de 470pF ligado ao pino CX do CI MC34063. Os pulsos de comutação são aplicados a um indutor de 3,4mH, onde através de um capacitor de 1 $\mu$ F (de poliéster) a corrente induzida sobre esta bobina é acoplada ao segundo indutor de 2,6mH no qual um diodo retifica os semiciclos positivos dos pulsos de corrente induzidos por esta bobina, retificando-os e carregando o capacitor de saída de forma a filtrar a tensão de saída.

Quanto à proteção de sobrecorrente, um resistor de metal filme de 2.2 $\Omega$  realiza essa função para o circuito, suportando até 1A, protegendo o dispositivo de comutação contido dentro do CI, sendo que este suporta uma corrente de 1.5A. A malha de realimentação é composta por um trimpot e dois resistores, juntamente com um capacitor cerâmico de 47pF





**Figura 4.57** – Corrente sobre os LEDs que emitem luz na cor vermelha.

#### 4.7.4.2 – Resultados experimentais

Para realizar a medição do protótipo foram utilizados 2 canais do osciloscópio digital, onde um mediu a tensão e outro mediu a corrente. Para aferir à corrente nos LEDs, que é de baixo valor, foi utilizado um resistor de  $0,24\Omega$  ligado em série com uma das conexões entre os LEDs e o conversor a fim de obter o valor da corrente que alimenta o grupo de LEDs, conforme mostra a Figura 4.58. Este artifício de medir a corrente é usual e simples.

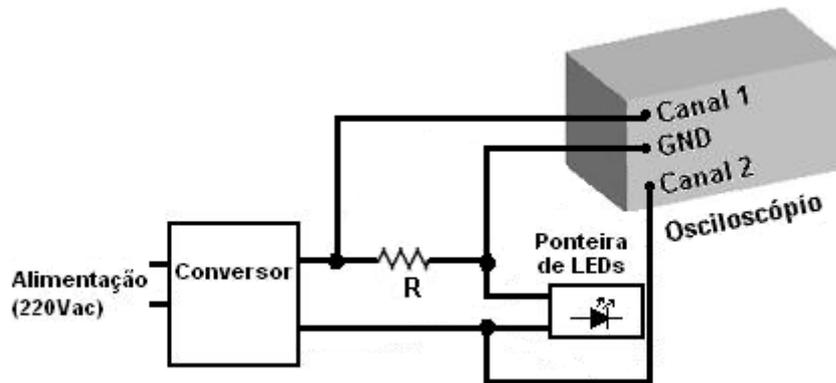


Figura 4.58 – Desenho esquemático do arranjo utilizado para medir a corrente.

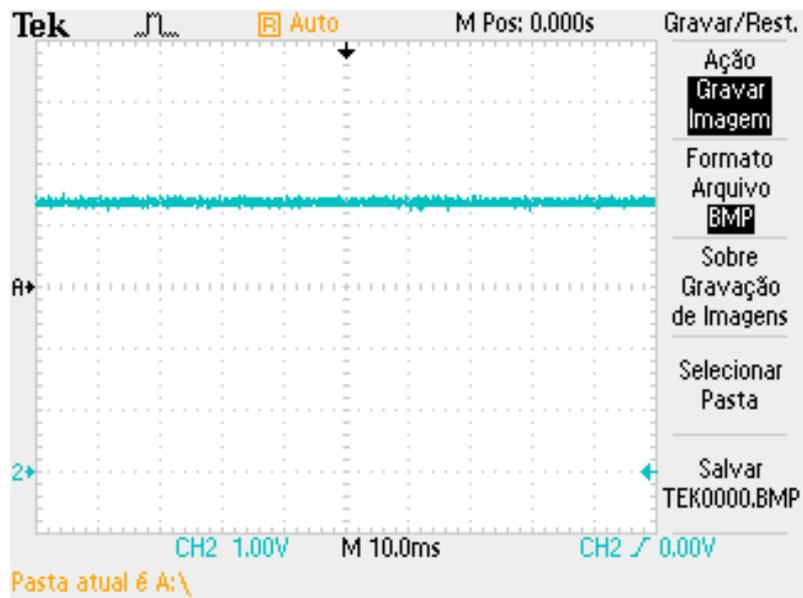
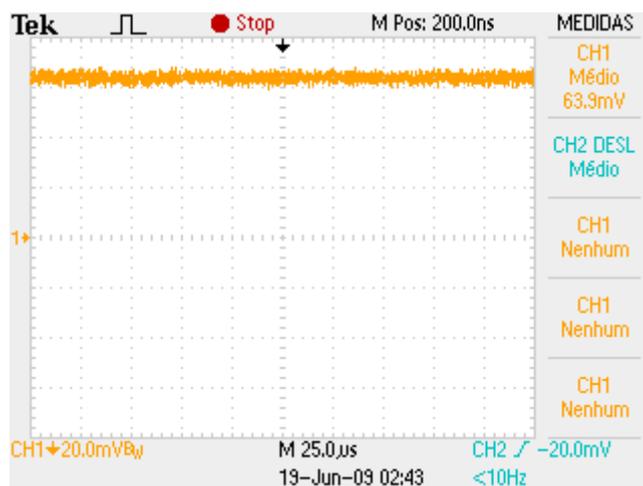


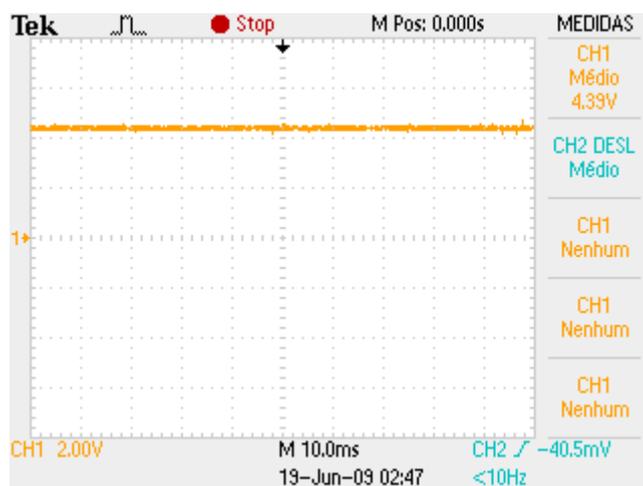
Figura 4.59 – Tensão de saída sobre os LEDs que emitem na cor vermelha.  
(CH2 – Tensão no arranjo de LEDs = 4.36V; V/div(CH2): 1V; Tempo/div: 10.0ms)



**Figura 4.60** – Corrente de saída sobre os LEDs que emitem luz na cor vermelha.

(CH1 – Corrente mostrada de 63,9mV equivale a 266,25mA de corrente; A/div(CH1): 83,3mA; Tempo/div: 25µs)

As Figuras 4.59 e 4.60 mostram a tensão e a corrente sobre os LEDs que emitem luz na cor vermelha comprovando a aproximação dos valores obtidos na simulação e projeto.



**Figura 4.61** – Tensão de saída sobre os LEDs que emitem luz na cor azul.

(CH1 – Tensão no arranjo de LEDs = 4.39V; V/div(CH1): 2V; Tempo/div: 10ms)

A Figura 4.61 mostra a tensão de saída aplicada sobre os LEDs que emitem luz na cor azul.

## 4.8– Conclusão

Neste capítulo foram abordadas várias topologias a fim de avaliar as que mais se identificavam para a alimentarem os arranjos de LEDs propostos.

A literatura atualmente encontrada, não descreve com detalhes os conversores CC/CC para LEDs de alto brilho. Assim, este capítulo foi destinado ao estudo destas topologias, mas considerando o impacto destes conversores nas características ópticas dos LEDs de alto brilho a fim de atingir os comprimentos de onda desejados.

Foram apresentadas estruturas de conversores CC/CC com o controle da corrente de saída. A conexão em paralelo foi escolhida em função de que algum dos LEDs apresentando defeito, os demais permaneceriam em funcionamento, fato este que se concretizou, pois foram utilizados os quatro conversores propostos e os mesmos mostraram-se eficientes sem ocorrer qualquer dano aos LEDs durante a aplicação da terapia nos pacientes.

O conversor Buck e o conversor Flyback demonstraram grande efetividade e foram utilizados durante inúmeras sessões sem apresentar qualquer problema. Os conversores Buck-Boost e Sepic apresentaram boa resposta e estabilidade e também podem ser utilizados na terapia. O conversor Flyback foi a topologia que ficou mais tempo em operação, utilizado por uma paciente acima de 20 horas durante toda a terapia.

Foi apresentado o projeto dos quatro conversores propostos, suas simulações e resultados experimentais. As formas de onda obtidas na simulação aproximaram-se muito das obtidas nos protótipos desenvolvidos.

Os quatro conversores mostraram-se extremamente estáveis e ficaram em testes muitas horas em funcionamento, para depois serem aplicados na terapia proposta.

## CAPÍTULO 5

**APLICAÇÃO DOS ARRANJOS DE LEDS EM PACIENTES****5.1 – Introdução**

A aplicação de LEDs de alto brilho que emitem luz na cor vermelha, através dos quatro protótipos desenvolvidos, está sendo realizada em pacientes no Hospital Regional do Oeste e em uma clínica particular na cidade de Chapecó no estado de Santa Catarina.

Para a realização da terapia ocorreu a aprovação protocolar dos Comitês de Ética da UFSM, na cidade de Santa Maria-RS e do Hospital Regional Oeste na cidade de Chapecó-SC.

Participam desta pesquisa um médico, professor e mestre em traumatologia e ortopedia; um médico clínico geral; dois enfermeiros; um técnico em enfermagem, além do pesquisador responsável e do proponente. O intuito principal desta cooperação é de buscar novos recursos no tratamento de algumas doenças e de vários tratamentos interativos e agregados na recuperação tecidual humana.

Todos os pacientes, ou representantes jurídicos dos mesmos, que se submetem ao tratamento de cicatrização tecidual, assinaram um termo de concordância pela terapia.

Como a fototerapia por LEDs é indolor e a ação do LED no tecido humano não gera calor e a recuperação do paciente não se dá de forma traumática, pois a técnica de fotobioestimulação celular originada pela ação da luz emitida por LEDs de alto brilho ganha a cada dia um espaço maior na área de engenharia biomédica, o paciente pode realizar as aplicações e retornar para o seu lar, sem necessidade de internação, o que para o Estado, este tipo de propedêutica é bastante atrativo no âmbito social, político e humano.

Quatro circuitos de alimentação, para alimentar os arranjos de LEDs, foram confeccionados para ser aplicados no tecido humano, e os conversores mais utilizados foram o Flyback e Buck apresentando grande desempenho e estabilidade. Da mesma forma, os conversores Buck-Boost e Sepic mostraram-se seguros e estáveis.

É importante salientar que nesta etapa final do estudo foi utilizado o arranjo de LEDs que emitem luz na cor vermelha em função das características regenerativas e de grande impacto na cicatrização. O efeito da ação luz azul emitida pelos LEDs deve ser explorada, pois sua principal aplicação é no aspecto estético, muito valorizado nos dias atuais e que posteriormente as pesquisas terão esse foco.

## 5.2 – Características dos arranjos de LEDs

As características dos arranjos de LEDs são as seguintes:

- Vermelho: O arranjo de LED que emite luz vermelha contém 30 LEDs de alta intensidade de 5mm, com comprimento de onda na faixa de 725 a 730nm. A corrente em cada LED é em torno de 20mA.
- Azul: O arranjo de LED que emite luz azul contém 30 LEDs de alta intensidade de 5mm, com comprimento de onda na faixa de 465 a 470nm. A corrente em cada LED é em torno de 20mA.

Foram utilizados 30 LEDs de alto brilho, em dois arranjos, um emitindo luz na cor azul e outro emitindo luz na cor vermelha. Os LEDs de potência e de alto brilho podem ser utilizados na LEDterapia, contudo os de alto brilho geram pouco calor no tecido humano se comparados com os LEDs de potência; tornando os LEDs de alto brilho mais recomendados para serem utilizados nesta modalidade de terapia.

Os LEDs de alto brilho foram utilizados nesta pesquisa. Pois, necessita-se de baixa potência para este fim e os mesmos suprem esta necessidade em função de suas características além de apresentarem baixo custo. A Figura 5.1 ilustra o arranjo de LEDs que emitem luz na cor vermelha.



**Figura 5.1** – Foto do arranjo de LEDs que emitem luz na cor vermelha.



**Figura 5.2** – Aplicação LEDs que emitem luz na cor vermelha sob o tecido humano.

A Figura 5.2 mostra a aplicação de LEDs vermelhos em um paciente que sofreu uma sutura de 6 pontos. A estimativa normal é que entre 8 a 10 dias os pontos possam ser retirados.

Todavia, em 5 sessões (5 dias contínuos) de 20 minutos cada, a cicatrização se completou, reduzindo o tempo de cura em torno de 50%. Esta aplicação foi realizada em um paciente de 15 anos, com a devida autorização e, com a participação de 2 médicos, um cirurgião e um clínico geral, no Hospital Regional do Oeste, em Chapecó, SC. A Figura 5.3 mostra o arranjo de LEDs que emitem luz na cor azul que possuem características propedêuticas de cura e de tratamento auxiliar no combate à acne, manchas na pele, no tratamento da celulite e de estrias, na calvície, na hiperbilirrubinemia neonatal.



**Figura 5.3** – Detalhe do Arranjo de LEDs emitem luz na cor azul.

### **5.3 – Terapia com a luz vermelha emitida pelos LEDs**

Serão abordados 3(três) casos de grande dificuldade de cura, tendo em vista que para pequenos cortes e suturas a ação dos LEDs é excelente e rápida. Contudo, buscou-se o grande desafio de aplicar a terapia em casos graves e de dificuldade de cura para comprovar a grande eficácia da LEDterapia. Todos os casos estudados foram escolhidos pelo grupo de médicos que trabalharam nesta pesquisa. Os pacientes submetidos à terapia serão acompanhados até o final do tratamento.

#### **5.3.1 - Caso 1**

Paciente do sexo masculino, 27 anos, sofreu um acidente com um trator durante sua atividade laboral onde sua perna esquerda e o tornozelo direito sofreram várias fraturas.

O tornozelo sofreu lesão de ruptura de tendão e a perna esquerda sofreu esmagamento e várias rupturas ósseas e musculares. Realizou 3 (três) cirurgias e inserção de pinos a fim de reestruturar sua perna. Ficou com seqüelas, tais como disparidade no comprimento entre suas pernas, inchaço e deformidade em seu pé esquerdo e grave úlcera de estase que se formou na proximidade do maléolo medial e se propagou para perna, apresentando edema com dermatoesclerose. A lesão no tornozelo foi sanada.

A lesão da perna esquerda apresentou grande extensão com aparecimento de úlcera, que foi reduzindo com o tempo em função de tratamentos paralelos, mas não foi curada tornando-se crônica por um ano e dois meses.

O paciente em uma consulta de rotina foi convidado pelo médico que lhe assistia a participar da terapia com LEDs. Ocorrendo o contato e o aceite, os pesquisadores e o médico iniciaram o tratamento de LEDterapia com a emissão da luz vermelha na região afetada.

Ao analisar o caso, o grupo propôs ao paciente 15 aplicações da luz vermelha emitida pelo arranjo de LEDs, uma em cada dia com duração de 40 minutos por sessão.

No início do tratamento o paciente apresentava uma lesão ulcerosa e persistente de 5,80cm de comprimento e 2,45 cm de largura, aproximadamente, conforme se observa na Figura 5.4.



**Figura 5.4** – Detalhe da lesão do paciente antes da aplicação da terapia

Com a aplicação da terapia ocorreu um aumento da vascularização e pigmentação do tecido gerando um processo de cicatrização e reconstituição da pele. A aplicação é mostrada da Figura 5.5.



**Figura 5.5** – Detalhe da aplicação da terapia que mesmo acompanhado pela equipe responsável pode ser facilmente aplicada pelo paciente.

Ao fim das 15 aplicações, numa faixa de comprimento de onda de aproximadamente de 730nm, através da emissão da luz vermelha, sendo aplicado a 2 (dois) centímetros da lesão, o paciente apresentou melhorias significativas, conforme mostra a Figura 5.6.

A lesão reduziu de 5,80cm de comprimento para 2,86cm e 2,45cm de largura para 0,71cm. A terapia obteve grande resposta e a lesão está em fase final de cicatrização.



**Figura 5.6** – Foto que mostra significativa melhora da ação da luz vermelha emitida pelos LEDs.

Neste paciente foi utilizado o conversor Buck que alimentava o arranjo de LEDs que emite luz na cor vermelha, durante toda a terapia.

### 5.3.2 - Caso 2

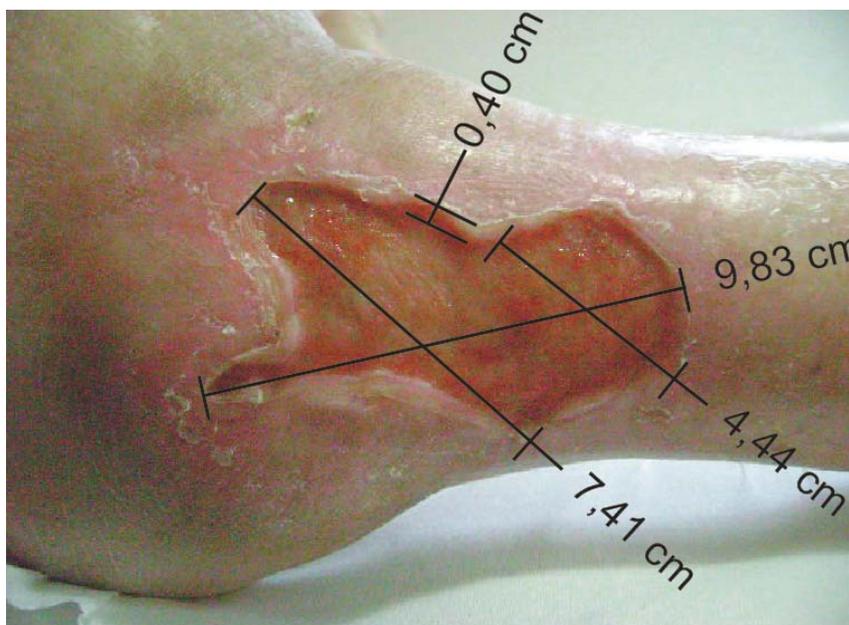
Paciente do sexo feminino, 50 anos. Apresentou quadro de hanseníase e osteomielite, com baixa imunidade e melanina reduzida. Apresenta úlcera de estase no maléolo medial com propagação para a perna, a úlcera apresenta base úmida e levemente infectada e dolorosa, com característica crônica há mais de 1(hum) ano.

A paciente, em função das complicações da hanseníase apresenta deformidades nos membros inferiores e algumas amputações ósseas em mãos e pés.

O quadro da paciente é grave e apresenta dificuldade de cura devido à sua baixa imunidade e complicações clínicas devido à Hanseníase (Lepra - que foi curada, mas deixou seqüelas), além da Osteomielite (Infecção que se dissemina para os ossos por meio do sangue; bactérias e fungos podem ser responsáveis pela infecção. O pus produzido pelo osso pode causar um abscesso ósseo, que por sua vez pode privá-lo da irrigação sanguínea. A infecção crônica pode persistir por anos, ocorrendo de maneira intermitente).

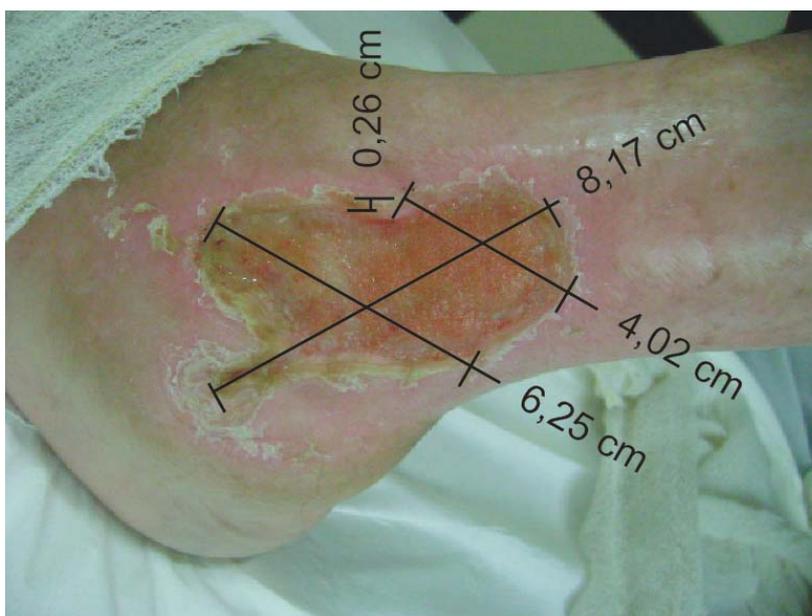
Ao ser convidada para se submeter à terapia, a paciente prontamente aceitou. Foram realizadas 30 sessões, uma em cada dia com duração de 40 minutos por sessão.

Na Figura 5.7 se observa a lesão ulcerosa antes do tratamento.



**Figura 5.7** – Foto que mostra a lesão antes do tratamento

Nos primeiros dez dias, a paciente apresentou um quadro significativo de melhora e resposta ao tratamento com a redução considerável das dimensões apresentadas antes da terapia, conforme se observa na figura abaixo. A Figura 5.8 mostra acentuada melhora da lesão após 10 dias de aplicação da terapia.



**Figura 5.8** – Foto que mostra significativa melhora após 10 dias de aplicação

Observa-se um crescimento tecidual na região lesada e diminuição da infecção. A profundidade da lesão reduziu de 0,40cm para 0,26cm; fato marcante, na visão do médico que acompanhou e supervisionou a terapia, onde se comprova a eficácia da mesma, pois reduziu consideravelmente as dificuldades de cura para este tipo de lesão.

Ocorreram diminuições em comprimento e largura da lesão em estudo. A Figura 5.9 mostra a aplicação da terapia.



**Figura 5.9** – Aplicação da terapia

Nos próximos dez dias a paciente apresentou melhorias significativas com a redução considerável da área atingida mostrando que a fotobioestimulação celular apresentou resultados positivos e de cura. Com a ação da luz houve um aumento na circulação sanguínea e esta estimulou o mecanismo de defesas com formação de tecido de granulação (essencial para a cicatrização). A Figura 5.10 mostra significativa redução da lesão, granulação tecidual e aspecto menos avermelhado do local. A paciente, a partir desta etapa, afirma que não sente dores no local da lesão e que reduziu a saída de fluídos da lesão.

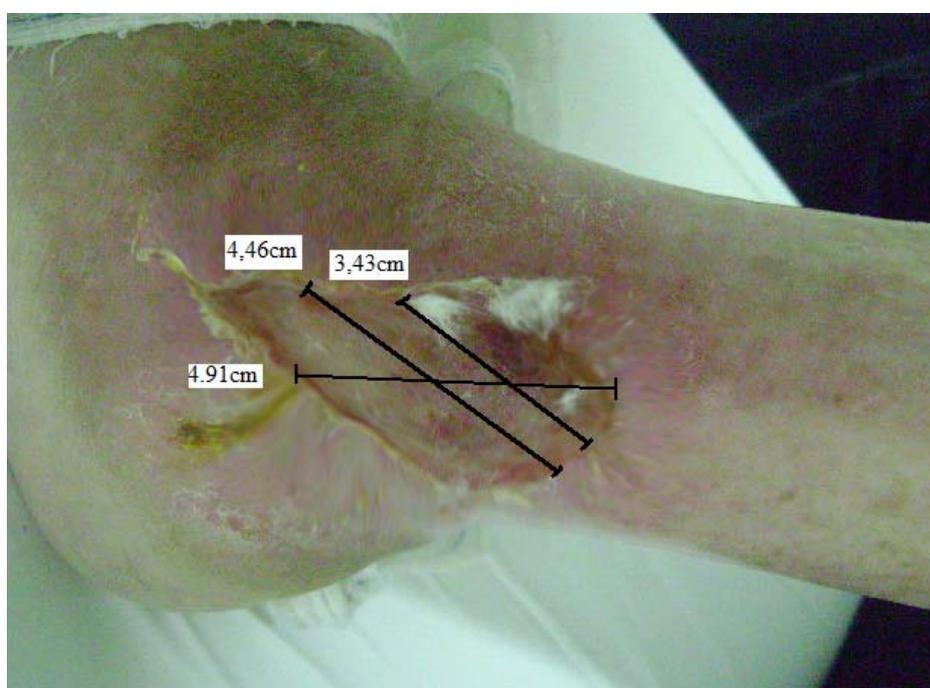


**Figura 5.10** – Redução da lesão mostra-se acentuada.



**Figura 5.11** – Continuidade da terapia.

Os últimos dez dias de tratamento mostram-se ainda mais promissores com a redução da lesão e aceleração da cicatrização. A figura mostra o avanço da cicatrização em todos os parâmetros apresentando um quadro álgico de cicatrização estética da lesão em questão. A paciente está em fase final de tratamento e não realiza nenhum outro tratamento além da LED terapia. A Figura 5.11 mostra a aplicação da terapia. A Figura 5.12 representa a grande eficácia do tratamento reduzindo consideravelmente a lesão. A paciente já apresenta cura. Praticamente não existe mais profundidade da lesão. Foi utilizado o conversor Flyback que alimentava o arranjo de LEDs que emite luz na cor vermelha, durante toda a terapia.



**Figura 5.12** – Foto que mostra significativa melhora da ação da luz vermelha emitida pelos LEDs.

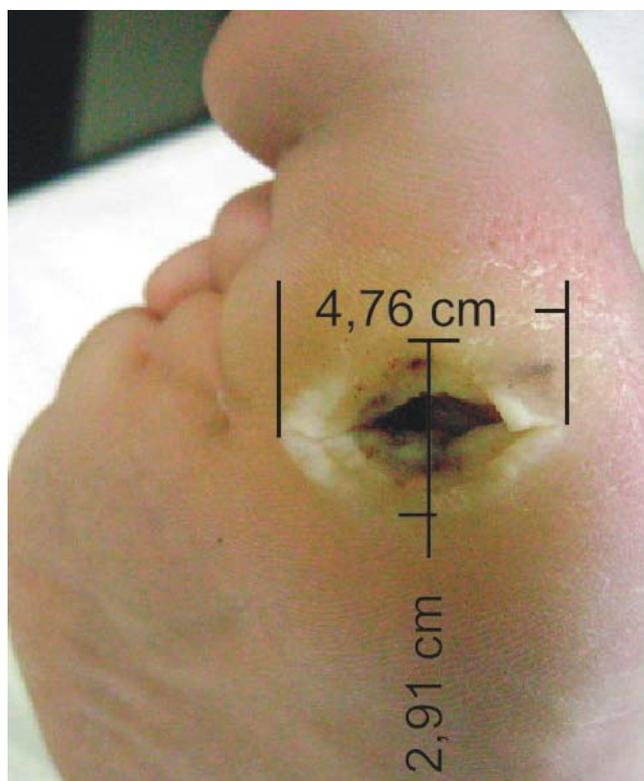
### 5.3.3 - Caso 3

Paciente do sexo feminino, 50 anos, mesma paciente anterior, com deformidades nos pés e que apresenta úlcera isquêmica na aterosclerose obliterante na região plantar de membro inferior com profundidade até o tecido ósseo.

Foram realizadas 15 (quinze) sessões, uma em cada dia com duração de 40 minutos. O quadro inicial da lesão é de 4,76cm de comprimento; 2,91cm de largura e 1,5cm de profundidade.

Ao fim do tratamento a paciente apresentou melhora significativa com grande redução da lesão em todas as dimensões com formação de tecido de granulação e a reconstrução da camada interna até a parte externa e superficial da pele. O fechamento da lesão dar-se-ia com a inserção de pontos (suturas).

A Figura 5.13 mostra a lesão inicial e a Figura 5.14 apresenta a acentuada redução da lesão após 15 sessões de aplicação da terapia com LEDs que emitem luz na cor vermelha. A Figura 5.15 mostra a declaração do médico especialista que acompanhou todas as sessões aplicadas junto as paciente e com sua equipe técnica.



**Figura 5.13** – Lesão inicial da paciente antes da aplicação da terapia.



**Figura 5.14** – Foto que mostra significativa melhora da ação da luz vermelha emitida pelos LEDs.

Nas 7 (sete) primeiras sessões foi utilizado o conversor Buck-Boost e a partir da 8ª sessão foi utilizado o conversor Sepic, que alimentaram o arranjo de LEDs que emite luz na cor vermelha.

Observa-se através das Figuras 5.13 e 5.14 que o resultado obtido na terapia surtiu grande efeito de cicatrização, onde ocorreu a regeneração do tecido, reconstituindo as camadas teciduais, destruídas anteriormente pela úlcera.

Os conversores Buck-Boost e Sepic demonstraram grande eficiência durante a utilização dos mesmos.



Chapecó, 31 de Julho de 2009.

À

#### Declaração

Declaro para os devidos fins, que acompanhei o tratamento dos pacientes, sendo que paciente do sexo masculino, 27 anos, apresentando quadro de ferimento em região Antero lateral do tornozelo direito de etiologia pós-traumática, paciente do sexo feminino, 50 anos, apresentando quadro de ferimento em região Antero lateral da perna direita (terço distal), que constou da utilização de LED TERAPIA através da emissão da luz vermelha, em sessões diárias de quarenta minutos. Houve melhora em todos os parâmetros de avaliação dos ferimentos, como profundidade, dimensões e quadro algico com cicatrização estética dos ferimentos com a utilização de LED TERAPIA.

Atenciosamente,

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'C. H. Mendonça Silva'.

Dr. Carlos Henrique Mendonça Silva  
CREMESC 8487

**Figura 5.15** – Declaração do médico que acompanhou e assessorou as aplicações nos 2 pacientes.

#### 5.4 – Comprovação do comprimento de onda utilizado

O comprimento de onda dos arranjos de LEDs foi aferido por um espectrógrafo. O equipamento utilizado para medidas de luminescência dos arranjos de LEDs pertence ao Laboratório de Espectroscopia da Universidade Federal do Pampa (UNIPAMPA) – Campus Bagé cuja principal utilização é para Espectroscopia Raman e Fotoluminescência.

Ambas as técnicas são utilizadas para caracterizar estruturalmente materiais e dispositivos. Por se tratar de um equipamento bastante versátil e extremamente preciso com resolução em comprimento de onda de 0,1nm, as medidas de emissão de luz dos LEDs puderam ser realizadas com êxito.

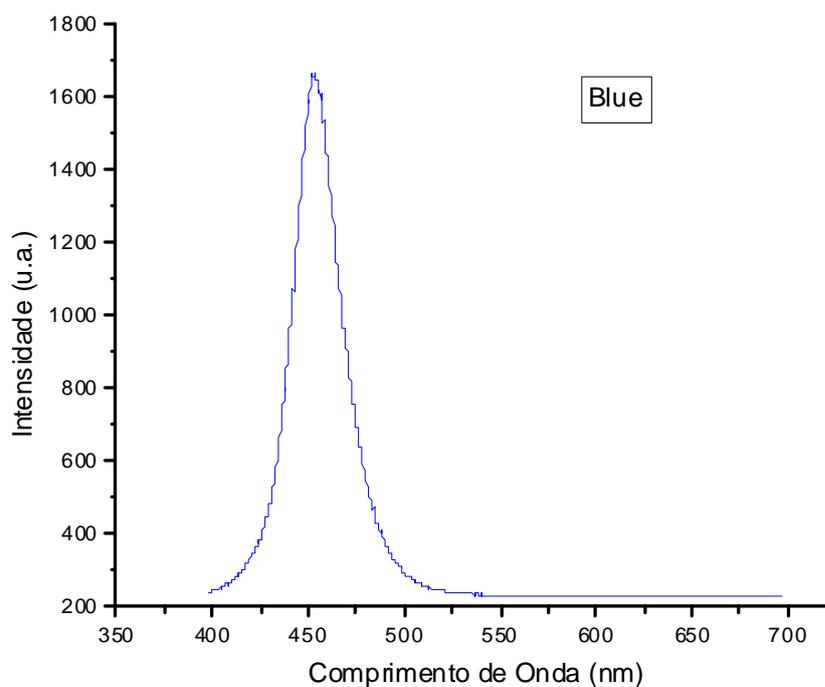
O equipamento é constituído de um monocromador, um detector (câmara CCD) e software de aquisição e controle dos equipamentos, que serão agora especificados:

Os monocromadores são aparelhos capazes de transformar luz policromática em luz monocromática fazendo com que o detector, possa absorvê-la em comprimentos de onda específicos. O monocromador funciona utilizando-se do ângulo de incidência da luz fazendo com que esta seja refletida, com diferentes comprimentos de onda. As grades são produzidas de tal forma que seus sulcos sejam capazes de dividir a luz em comprimentos de onda específicos e que a partir disto seja possível a análise e interpretação dos dados obtidos dos mesmos. O monocromador utilizado nos experimentos é uma Shamrock SR – 303i (Andor) possui uma série de acessórios que possibilitam uma ampla utilização. O equipamento possui uma entrada óptica constituída de uma fenda com abertura regulável (10 $\mu$ m a 3mm), torre interna onde podem ser instalados até três grades de difração de luz, *shutter* com resposta de abertura e fechamento de 15ms. Todo o equipamento é totalmente automatizado sendo que sua operação é completamente efetuada via software.

O CCD (Charge-Coupled Device) ou Dispositivo de Carga Acoplado é um sensor para captação de imagens formado por um circuito integrado contendo uma matriz de capacitores ligados (acoplados). Uma câmara forma a imagem através de uma lente convergente, isto é, uma lente que direciona os raios de luz em direção a um eixo. Estes raios se encontram em uma superfície, chamada focal, onde está o chip (circuito integrado). Cada parte da superfície focal recebe a luz de uma parte da imagem. Neste chip, um CCD, cada fóton contém uma quantidade de energia suficiente para deslocar um elétron para um canal estreito no semicondutor. O CCD tem colunas destes canais foto-sensíveis, de modo que o padrão da luz que atinge o chip forma um padrão de cargas nestes canais. Para obter a imagem de vídeo, a câmara usa técnicas eletrônicas para transferir as cargas entre as colunas, e finalmente a

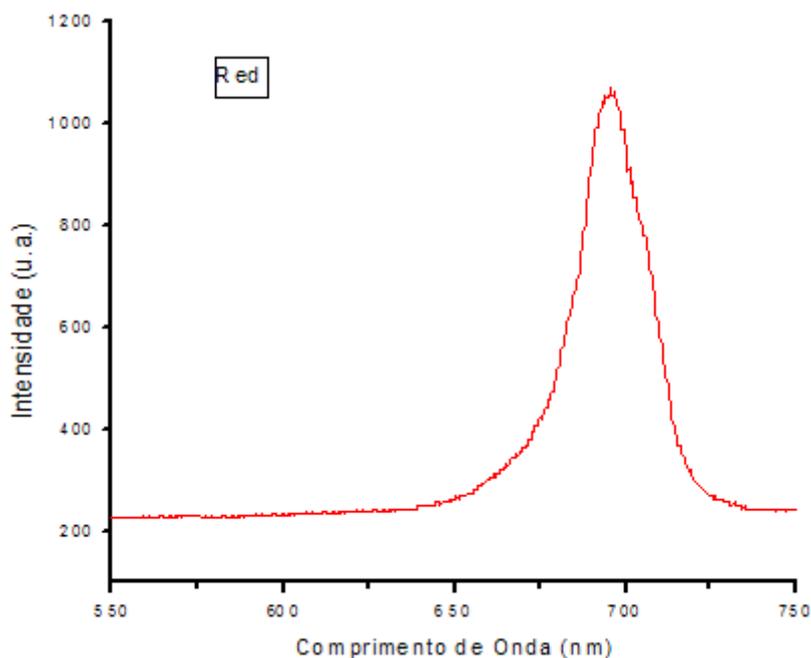
câmara lê a carga elétrica ponto a ponto, coluna a coluna, até que o padrão de carga, representando o padrão de luz, seja completo. O software utilizado chama-se Solis que faz controle dos equipamentos e aquisições de dados.

Na figura 5.16 é mostrado o espectro adquirido para o arranjo de LEDs azuis onde no eixo das abscissas são os comprimentos de onda emitidos pela emissão de luz dos LEDs, enquanto que no eixo das ordenadas temos a intensidade da luz expressa em unidades arbitrárias (u.a.). Podemos observar que o pico de emissão de luz está centrado em 465nm, confirmando as especificações do fabricante dos LEDs que afirmava que o pico do comprimento de onda estava na estreita faixa de 465 a 470nm.



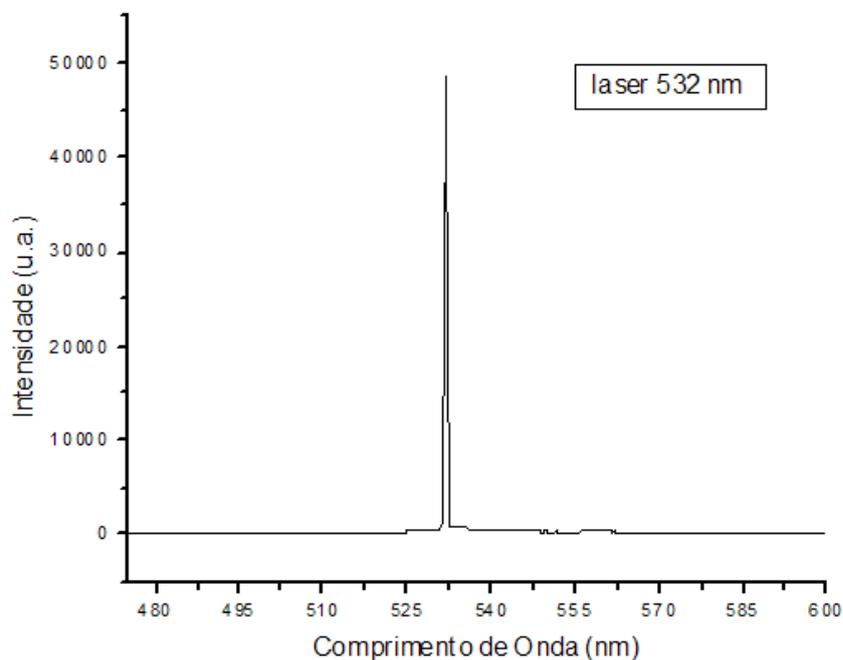
**Figura 5.16** – Forma do comprimento de onda do arranjo de LEDs que emitem luz na cor azul.

Na figura 5.17 é mostrado o espectro adquirido para o arranjo de LEDs que emite luz na cor vermelha onde o pico de emissão de luz está centrado em 725nm. Da mesma forma, confirmam-se as especificações do fabricante dos LEDs que afirmava que o pico do comprimento de onda estava na estreita faixa de 725 a 730nm.



**Figura 5.17** – Forma do comprimento de onda do arranjo de LEDs que emitem luz na cor vermelha.

A figura 5.18 mostra o espectro adquirido para um LASER de 532nm onde pode ser observado que o espectro adquirido apresenta um pico em exatamente 532nm, demonstrando que o equipamento encontra-se perfeitamente calibrado e as medidas apresentadas acima com alto grau de confiabilidade. A Figura 5.19 mostra a foto do espectrógrafo utilizado nos testes dos arranjos de LEDs.



**Figura 5.18** – Espectro de um LASER de 532nm para calibração do espectrógrafo.



**Figura 5.19** – Detalhe frontal do espectrógrafo.

## 5.5 - Conclusão

Neste capítulo foi apresentada a aplicação dos arranjos de LEDs que emitem luz na cor vermelha, com os devidos comprimentos de onda desejados.

Foram apresentadas aplicações em pacientes, entre eles, um caso com 50% de cura mais rápida na cicatrização tecidual utilizando os arranjos de LEDs que emitem luz na cor vermelha, aplicado em menino que sofreu corte e sofreu uma sutura de 6 pontos.

Foram também apresentados três casos de pacientes que possuíam lesões graves e crônicas e de grande dificuldade de cura, que se submeteram ao tratamento proposto e obtiveram grandes resultados em poucas semanas proporcionado a cura de suas lesões.

Essas aplicações sempre tiveram acompanhamento médico e com o aceite do paciente ou de familiares responsáveis. O médico responsável sempre fez o controle das aplicações e a avaliação médica sobre a eficácia da terapia proposta.

O Comitê de Ética da Universidade Federal de Santa Maria, na cidade de Santa Maria-RS e do Hospital Regional do Oeste na cidade de Chapecó-SC aprovaram a pesquisa proposta dando o suporte devido para que a mesma se realizasse.

Foi comprovado também que os comprimentos de onda especificados para a terapia proposta ficaram muito próximas das informações do fabricante dos LEDs utilizados o que, indubitavelmente, comprova que o comprimento de onda estipulado para cada tipo de tratamento está sendo usado corretamente.

A contribuição deste trabalho mostrou que a LEDterapia possui grande eficácia de cura desde que seja corretamente aplicada e que o projeto do conversor e do arranjo de LEDs seja projetado de forma correta em função de suas variáveis e que atenda às devidas necessidades e especificações de projeto.

## CONCLUSÃO GERAL

O primeiro capítulo apresentou informações dos LEDs sobre suas características físico-químicas e elétricas, os materiais que são utilizados em sua constituição, seus padrões fotométricos e a energia liberada pelos mesmos. Além disso, a sua aplicação no tecido humano também foi abordada. Os OLEDs foram apresentados e foi realizado um comparativo entre os LEDs e o LASER.

O segundo capítulo analisou as aplicações dos LEDs na saúde humana realizando um estudo detalhado sobre o tecido humano e sua interação com a luz. Neste capítulo também foram apresentadas duas técnicas de fototerapia, sendo a principal a LEDterapia. As dosagens no tecido foram apresentadas e um comparativo dos comprimentos de onda sobre a atuação no tecido humano. Ainda, foram apresentadas algumas sugestões de tratamento no rejuvenescimento e melhoria tecidual. E, por derradeiro, foi apresentada uma pesquisa que faz um comparativo entre LEDs e as lâmpadas halógenas.

O comportamento do comprimento de onda em função do método de controle de luminosidade foi abordado no terceiro capítulo. Foi comprovada que a influência da razão cíclica é um dos fatores que pode alterar o comprimento de onda. Duas técnicas de controle de luminosidade foram apresentadas, o PWM e a redução da corrente contínua. O controle por PWM foi escolhido em função de sua praticidade e confiabilidade. A relação entre variáveis em função de certas cores geradas por LEDs também foi abordada. E, finalmente, o comportamento da luz emitida por LEDs em diferentes formas de onda sofreu destaque.

O quarto capítulo analisou as características dos conversores CC/CC aplicáveis aos LEDs de alto brilho. Este capítulo também abordou vários conversores em suas características formais e tradicionais. Pois, como os LEDs operam com pequena tensão e corrente, vários conversores podem ser utilizados. Foram desenvolvidos quatro conversores bastante usuais e de grande conhecimento no meio científico. Sendo eles, o conversor Buck, Flyback, Buck-Boost e Sepic que foram escolhidos, projetados e desenvolvidos de forma que fornecessem os requisitos exigidos pelo projeto. Foram obtidas várias de formas de onda por meio de simulação e de aquisição.

As formas de onda obtidas na simulação mostraram-se muito próximas das formas de onda adquiridas nos protótipos de laboratório.

No quinto capítulo foram apresentados resultados significativos onde se obteve grande resposta da terapia exercida pelos LEDs, em especial, os que emitem luz na cor vermelha.

Três pacientes foram submetidos ao tratamento no qual os resultados comprovaram a eficácia da terapia com a cura das suas lesões.

As lesões nos pacientes que sofreram a terapia possuíam diagnóstico crônico com ênfase na dificuldade de cura. Após as sessões realizadas, as lesões reduziram-se significativamente de tamanho obtendo a cura.

Foi também comprovado por um espectrógrafo que os comprimentos de onda desejados para as aplicações em nível de tecido humano estavam corretos.

Dessa forma, este trabalho contribuiu para o desenvolvimento da aplicação de LEDs nos tecidos humanos comprovando que o efeito da emissão de luz através dos LEDs de alto brilho oferecem uma nova opção de tratamento terapêutico abrindo novos caminhos da técnica de LEDterapia aplicada à tecidos humanos.

## REFERÊNCIAS

- [1] ACKERMANN, B.; SCHULZ, V.; MARTINY, C.; HILGERS, A.; ZHU, X. **Control of LEDs**. Conference Record of the 2006 IEEE Industry Applications Conference, 41th IAS Annual Meeting, Florida, USA, October 8-12, p. 2608-2615, 2006.
- [2] BAGNATO, V. S. **A revolução dos LEDs**. Pesquisa FAPESP, v. 139, p. 69-73, 2007.
- [3] BAGNATO, V. S; CORAZZA, A. V.; CORAZZA, L.F.G.; JORGE, J. **Fotobioestimulação comparativa do LASER e LEDs de baixa intensidade na angiogênese de feridas cutâneas de ratos**. In: X Congresso Brasileiro de Física Médica, 2005, Salvador, 2005.
- [4] BERNITZ, F.; SCHALLMOSER, O.; SOWA, W. **Advanced Electronic Driver for Power LEDs with Integrated Colour Management**. Conference Record of the 2006 IEEE Industry Applications Conference, 41th IAS annual Meeting, Florida, USA, October 8-12, p. 2604-2607, 2006.
- [5] BEZERRA A. F., CONRADO, L.A., **Bio-Estimulação com Infravermelho na Melhora da Qualidade de Vida de Indivíduos**. Rev. LASER Dental Show, São Paulo 2003.
- [6] BIANCA, M. M. R., CARVALHO, M.; MOREIRA, M. E. L.; LOPES, J. M. A. **Avaliação da eficácia clínica de uma nova modalidade de fototerapia utilizando diodos emissores de luz**. Jornal de Pediatria, Scielo. Sociedade Brasileira de Pediatria, Porto Alegre-RS, 2007.
- [7] BRUGNERA JR, A.; PINHEIRO, A. L. B ; **LASERs na Odontologia Moderna**. Ed. Pancast, 1998.
- [8] CARVALHO, H. M. B. **Diodos Emissores de Luz de Alto Brilho e Alta Potência**. Directlight – Artigo DL-05, março 2007.
- [9] CHEN, C. H.; CHANG, S. J.; SU, Y. K.; SHEU, J. K.; CHEU, J. F.; KUO, C. H.; LIN, Y. C. **Nitride-Based Cascade Near White Light-Emitting Diodes**. IEEE Photonics Technology Letters, v. 14, 7<sup>th</sup> ed., p. 908 – 910, July 2002.
- [10] CONRADO, L. A. L. **Propriedades e aplicações do infravermelho longo - INVEL na saúde e estética**. São Paulo: Depto de Produtos & Desenvolvimento científico. Goen3, 2000. p.1- 5.
- [11] D. SONNEWEND J. L. R. OLIVEIRA, R. A. NICOLAU, R. G. MAGALHÃES, L.

- A.CONRADO, R. A. ZÂNGARO E M. T. T. PACHECO. **O Efeito da Radiação Infravermelho Longo e Microcorrentes Sobre o Processo de Reparação de Feridas em Ratos**. Rev. do XIX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica de João Pessoa, n° 2696, 2004.
- [12] DOVER, J. S.; PHILLIPS, T. J.; ARNDT, K. **Cutaneous effects and therapeutic uses of heat with emphasis on infrared radiation**. Journal of the American Academy of Dermatology , v. 20, n. 2, p. 278-286, February 1989.
- [13] DYBLE, M.; NARENDRAN, N.; BIERMAN, A.; KLEIN, T. Impact of dimming white LEDs: **Chromaticity shifts to different dimming methods**. **Fifth International Conference on Solid State Lighting**, Proceedings of SPIE 5941, Bellingham – WA, International Society of Optical Engineers, p. 291-299, 2005.
- [14] ELDER, D. et al. **Histopatologia da Pele de Liver**. Manual e Atlas. São Paulo: Manole, 2001.
- [15] FERREIRA, I ; CANEVESE, S ; FERREIRA, J ; MORIYAMA, L T ; BAGNATO, V. S. ; CORREA, T P ; ROCHA, N S ; CARVALHO, Y K . **Tratamento de carcinoma de células escamosas em gatos por terapia fotodinâmica (TFD) utilizando dispositivo a base de LEDs (diodos emissores de luz)**. In: XIII Encontro Nacional da Associação Brasil-Japão de Pesquisadores, 2005, Botucatu. SBPN Scientific Journal, 2005. v. 9. p. 39.
- [16] FLOREZ, F. L.; MARTINS, M.; LIZARELLI, R.F.Z.; BAGNATO, V. S. . **Quantificação da quebra de pigmentos com LASER e LEDs**. In: 3o. Encontro Nacional da ABLO, 2005, Rio de Janeiro. Journal of the Brazilian Association for Oral LASER, 2005. v. 6. p. 44.
- [17] GAO HONG, **Preparation of Ultra-pure (>99,999%) and Super-fine Alumina Powders by Sol-Gel Rout**, Sci & Tech of Mater, China, 1997.
- [18] GENOVESE WJ. **LASER de baixa Intensidade: Aplicações terapêuticas em odontologia**. São Paulo: Lovise, 61p, 1991.
- [19] GORDON D.K., MD, DAVID BERBRAYER, MD. **Effect of Ceramic-Impregnated Thermoflow Gloves on Patients With Raynaud’s Syndrome: Randomized, placebo Controlled Study**. Alternative Medicine Review, v7, n°4, p 328-334, 2002.
- [20] H. BROECK, G. SAUERLANDER, M. WENDT (2007). **Power driver topologies and control schemes for LEDs**, Applied Power Electronics Conference, APEC 2007 - Twenty Second Annual IEEE, Volume, Issue, Page(s):1319 – 1325.

- [21] HEELSPURS.COM, **Led Light Therapy**, 2007. LLC 3063 Pinehill Road Montgomery, AL 36109.
- [22] HTM Indústria de Equipamentos Eletro-Eletrônicos Ltda. Manual do Equipamento LASER HTM, 2007. Amparo, São Paulo-SP.
- [23] KARU, T.; RYABYKH, T.P.; FEDOSEYEVA, G.E., PUCHKAVA, N.I. **Helium-Neon LASER induced respiratory burst of phagocytes cells**. LASERs Surg Med, v.9, p.585-588, 1989.
- [24] KARU, T.I. **Molecular mechanism of the therapeutic effect of low-intensity LASER radiation**. LASERs Life Sci., v.2, p. 53-74, 1988.
- [25] KARU, T. I.; **Phobiological fundamental of low power LASER therapy**. IEEE J Quant Elect 23:1703, 1987.
- [26] KUROKAWA, TANEOMI, **Far Infrared - All Treatments**, Ed. Koosaido Insatsu Kabushiki-Tokyo, Japão, 1999.
- [27] KITCHEN, S.S.; PARTRIDGE, C. J. **Infra-red Therapy - Physioterapy**, v. 77, n. 4, p. 249-254, Apr. 1991.
- [28] LIEVENS, P.C. **The Effect of I.R. LASER Irradiation on the vasomotricity of the lymphatic system**. LASER Med Sci, v.6, p.189-191, 1991.
- [29] LUMILEDS PHILIPS, Technical Datasheet DS45, Power Light Source Luxeon III Emitter, março.2006.
- [30] LUMILEDS LIGHTING, LLC. Disponível em: <<http://www.lumileds.com>>. Acesso em: 10 jan. 2008.
- [31] M. RICO-SECADES, A.J. CALLEJA, J. CARDESIN, J. RIBAS, E.L. COROMINAS, J.M. ALONSO, J. GARCIA, **Evaluation of a low cost permanent emergency lighting system based on high efficiency LEDs**, Proc. IEEE IAS Conf., 2003, vol. 1, pp. 542-546
- [32] MAEDA K., **Far infrared – treatment and medical revolution**. Tokyo: Toppan Insatsu Kabushiki, 1997.
- [33] M. R. ALVES. **LEDs em Odontologia: Muito além da fotopolimerização**. Caderno Científico. Universidade Federal de Uberlândia, UNIC-Cuiabá e FORP-USP. 2007.
- [34] MARK, S. **The IESNA Lighting Handbook – Reference & Application**, 9 ed., IESNA, 2000.
- [35] MARQUES C., MARTINS A., CONRADO, L.A, **The Use of Hyperbaric Oxygen Therapy and Led Therapy in Diabetic Foot**. **LASER in Surgery: Advanced**

- Characterization.** Therapeutics, and Systems XIV, Peter Rechmann, Daniel Fried, Thomas Hennig, Editors, Proceeding of SPIE 5312, 47-53, 2004.
- [36] McLYMAN, C. Wm. T.; 2004. **Transformer and Inductor Design Handbook**, 1 Ed., California, USA, Marcel Dekker, Inc.
- [37] MEDEIROS, I. S.; KURACHI, C.; LIZARELLI, R; MAGNANI, C.; GUZMAN, L. M.; BAGNATO, V. S.; TUBOY, A. **Nova fonte de luz para cura de resinas compostas a base de leds azuis: uma análise comparativa com a lâmpada halógena e o LASER de argônio.** In: XIV Encontro do Grupo Brasileiro de Professores de Dentística, 2001, Belo Horizonte, MG. XIV Encontro do Grupo Brasileiro de Professores de Dentística, 2001. p. 70.
- [38] MOHAN, N.; UNDELAND, T. M.; ROBBINS, W. P. **Power Electronics: Converters, Applications, and Design.** 2<sup>nd</sup> ed., John Wiley & Sons, inc., 1995. 802p.
- [39] MOREIRA, M.C., PRADO, R.N., CAMPOS, A., CERVI, M., MARCHESAN, T.B. **Aplicação de LEDs de Alto Brilho no Tecido Humano e Sua Interação Terapêutica.** XVII Congresso Brasileiro de Automática – CBA, Juiz de Fora - MG, 2008.
- [40] MOREIRA, M.C., PRADO, R.N., CAMPOS, A., CERVI, M., MARCHESAN, T.B. **Aplicação de LEDs de Alta Intensidade no Tecido Humano e Sua Interação Terapêutica.** IIª Jornada da Produção Científica da Educação Profissional e Tecnológica da Região Sul, Pelotas - RS, 2008.
- [41] MOREIRA, M.C., PRADO, R.N., CAMPOS, A., CERVI, M., MARCHESAN, T.B. **Aplicação de LEDs nos Tecidos Humanos e Sua Interação Terapêutica.** Iª Semana da Ciência e Tecnologia. CEFET/SC – Chapecó-SC, 2008.
- [42] MURANO, S. et. al. **Highly efficient white OLEDs for lighting applications.** Novalled, Dresden, Germany, 2006.
- [43] MUTHU, S.; GAINES, J. **Red, Green and Blue LED-Based White Light Source: Implementation Challenges and Control Design.** Conference Record of the 38<sup>th</sup> IAS Annual Meeting, v. 1, p. 515 – 522, Oct. 2003.
- [44] MUTHU, S.; SCHUURMANS, F. J.; PASHLEY, M. D. **Red, Green, and Blue LED Based White Light Generation: Issues and Control.** Conference Record of the 37<sup>th</sup> IAS Annual Meeting, v. 1, p. 327-333, Oct. 2002.
- [45] N. NARENDRAN; GU, Y., T. DONG, and H. WU. **Spectral and luminous efficacy change of high-power LEDs under different dimming methods.** Sixth

- International Conference on Solid State Lighting, Lighting Research Center, Rensselaer Polytechnic Institute, 21 Union St., Troy, NY, 12180 USA, 2006.
- [46] NARRA, P.; ZINGER, D. S. **An Effective LED Dimming Approach**. Conference Record of the 39<sup>th</sup> IAS Annual Meeting, v. 3, p.1671 – 1676, Oct. 2004.
- [47] P. MANNINEN, ERKKI IKONEN AND PETRY K. **Modeling Distance Dependence of LED Illuminance**. Light & Engineering Vol. 15, No. 4, pp. 57—61, 2007, Svetotekhnika.
- [48] P. MANNINEN, ERKKI IKONEN, TUOMAS POIKONEN. **Determination of LED Luminance and Radiance from Effective Intensity**. 27-29 May 2009, Budapest, Hungary. PWDAS-15. CIE.
- [49] POMÍLIO J. A. **Pré-Reguladores de Fator de Potência (Apostila)**. Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, Universidade Estadual de Campinas, 2004.
- [50] PINTO R. A., COSETIN M. R., MARCHESAN T. B., CAMPOS A., DO PRADO R. N. **Lâmpada Compacta Empregando LEDs de Alto-Brilho**. XVII Congresso Brasileiro de Automática – CBA, Juiz de Fora - MG, 2008.
- [51] RAMOS, P.E; ABE, G.C; CONRADO. **Treatment of neuropathic pain with bioceramics**. Anais do Congresso Walt, 2004
- [52] RIGAU, J. **Accion de la luz LASER a baja intensidad en la modulacion de la funcion celular**. Reus, Tese (Doutorado em Histologia)- Facultad de Medicina i Ciencia de la Salut. Univ. Rovira i Virgili, 1996.
- [53] SÁ JR., E. M. (2007) – **Projeto de Tese de Doutorado: Estudo de Novas Estruturas de Reatores Eletrônicos para LEDs de Iluminação**, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis-SC, Abril 2007.
- [54] SANTONI, F.C. **Tratamentos Dermatológicos e Estéticos Empregando Terapia Fotodinâmica, LASERterapia e LEDterapia de Baixa Intensidade**. Trabalho de Conclusão de Curso de Aperfeiçoamento em Terapias Fotônicas a LASERs e LEDs nas Áreas da Saúde. USP. Universidade de São Carlos. São Carlos-SP, 2007.
- [55] SCHUBERT, E. F. **Light Emitting Diodes**. 1. ed. Cambridge, 2003.
- [56] SIMONEAU, L. A, **Etude de L'efficace clinique cosmétique & ds effects biometrologique d'une methode associant produit cosmétique**. Soins esthétique, & utilisation du DOME PROFESSIONAL VISAGE INVEL . [s.l.:s.ed.] 2002. 30p.
- [57] SIMONETTI, D. S. L.; SEBASTIÁN, J.; UCEDA J. **The Discontinuous Conduction Mode Sepic and Cuk Power Factor Preregulators: Analysis and**

- Design.** IEEE Transactions on Industrial Electronics, v.44, p. 630-637, Oct. 1997.
- [58] STEIGERWALD, D. S.; BHAT, J. C.; COLLINS, D.; FLETCHER, R. M.; HOLCOMB, M. O.; LUDOWISE, M. J.; MARTIN, P. S.; RUDAZ, S. **Illumination with Solid State Lighting Technology.** IEEE Journal on Selected Topics in Quantum Electronics, v. 8, n. 2, p. 310-320, March/April 2002.
- [59] TOYOKAWA H, MATSUI Y, UHARA J, TSUCHIYA H, TESHIMA S, NAKANISHI H, KWON AH, AZUMA Y, NAGAOKA T, OGAWA T, KAMIYAMA Y., **Promotive Effects of Far-Infrared Ray on Full-Thickness Skin Wound Healing in Rats.** Experimental Biology and Medicine, 228(6):724-729, 2003.
- [60] TRELLES, M. A. et al. **The action of low reactive level LASER therapy (LLLT) on mast cells: a possible pain relief mechanism examined.** LASER Therapy, v.1, p.27-30, 1989.
- [61] TRELLES MA et al. **Ulceras crônicas en las extremidades inferiores.** Inv Clin LASER I. v.2, p.32, 1984.
- [62] TSAO, J. Y., **Light Emitting Diodes (LEDs) for General Illumination** (An OIDA Technology Roadmap Update 2002). OIDA – Optoelectronics Industry Development Association, November 2002.
- [63] TSAO, J. Y. **Solid-state: lamps, chips, and materials for tomorrow.** IEEE Circuits and Devices Magazine, vol. 20, n. 3, pp. 28-37, May-June 2004.
- [64] YAO, K.; YE, M.; XU, M.; LEE, F. **Tapped-Inductor Buck Converter for High-Step-Down DC-DC Conversion,** IEEE Transactions on Power Electronics, vol. 20, no. 4, p. 775-780, July 2005.
- [65] YOO, B. H.; PARK C. M. ; OH, T. J.; HAN, S. H. ; KANG, H. H. **Investigation of jewelry powders radiating far infrared rays and the biological effects on human skin.** Journal of Cosmetic Science, n.53. p. 175-184, May/June 2002.
- [66] ZHANG HUI, et al; **Mechanical Properties of PET Fibers Blended whit Ceramic Particles,** China Synthetic Fiber Industry, 4(21), pp 21-23, 1998.

## PUBLICAÇÕES DO AUTOR

---

Estas publicações referem-se ao período do doutorado. Para demais publicações, acessar o Currículo Lattes.

### ARTIGOS ACEITOS E PUBLICADOS EM CONGRESSOS E EVENTOS

- [1] CERVI, M.; MARCHEZAN, T. B.; MOREIRA, M. C.; CAMPOS, A.; PRADO, R. N. **Electronic Ballast Based On Differential Connection To Supply HID Lamps**. In: XII Congresso Brasileiro de Automática (XVI CBA), 2006, Salvador. Anais do XII Congresso Brasileiro de Automática (XVI CBA). São Paulo: Editora da SBA, 2006. p. 24-30.
- [2] CERVI, M.; MARCHEZAN, T. B.; MOREIRA, M. C.; CAMPOS, A.; PRADO, R. N. **Electronic Ballasts to supply HID Lamps Based on Differential Connection of two DC/DC Converters**. In: IEEE Industry Applications Society Annual Meeting - IAS'2006, 2006, Tampa. Proceedings of IEEE Industry Applications Society Annual Meeting - IAS'2005. Tampa. IEEE, 2006. v.3.p. 1081-1085.
- [3] GASTALDINI, Cristiane Cauduro; PAIVA, Rafael Cauduro Dias de; PRADO, R. N.; MOREIRA, M. C. **Design of Self-Oscillating Ballast for Fluorescent Lamp with Piezoelectric Transformer**. In: 32nd Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society-IECON-2006, 2006, Paris. Proceedings of 32nd Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society-IECON-2006. New York : IEEE, 2006. p. 7 - 12.
- [4] MOREIRA, M. C. CERVI, M.; MARCHEZAN, T. B.; CAMPOS, A.; PRADO, R. N. **Aplicação de LEDs de Alta Intensidade no Tecido Humano e sua Interação Terapêutica**. In: IIª Jornada da Produção Científica da Educação Profissional e Tecnológica da Região Sul, 2008, Pelotas-RS, de 27 a 29 de agosto de 2008.
- [5] MOREIRA, M. C.; CERVI, M.; MARCHEZAN, T. B.; CAMPOS, A.; PRADO, R. N. **Aplicação de LEDs de Alto Brilho no Tecido Humano e sua Interação Terapêutica**. In: CBA 2008 Congresso Brasileiro de Automática (XVII CBA), 2008, Juiz de Fora-MG, de 14 a 17 de setembro de 2008.
- [6] MOREIRA, M. C. CERVI, M.; MARCHEZAN, T. B.; CAMPOS, A.; PRADO, R. N. **Aplicação de LEDs de Alto Brilho no Tecido Humano e sua Interação Terapêutica**. In: 5ª Semana Nacional da Ciência e Tecnologia, 2008, CEFET/SC – Unidade Chapecó, Chapecó/SC de 20 a 24 de outubro de 2008.
- [7] MOREIRA, M. C. CERVI, M.; MARCHEZAN, T. B.; CAMPOS, A.; PRADO, R. N. **Application of High-Brightness LEDs in Tissue Human and their Therapeutic Interaction**. 2009 IEEE IAS Annual Meeting (IAS09), Houston, TX, USA. Oct. 4-8.

## ARTIGOS ACEITOS PARA PUBLICAÇÃO EM REVISTA INTERNACIONAL:

- [1] MOREIRA, M. C., PRADO, R. N., CAMPOS, A. **LEDs Implementation of High-Intensity in Human Tissue.** Paper Submission for WSEAS – Journal - Transactions on Biology and Biomedicine - 2009.

The screenshot shows the CAPES website search interface. The header includes the CAPES logo and the text "CLASSIFICAÇÃO DE PERIÓDICOS, ANAIS, REVISTAS E JORNAIS." Below the header, there are navigation links: "CONSULTAR", "CRITÉRIO DAS ÁREAS", "E-MAIL DOS COORDENADORES", and "LISTA COMPLETA". A search bar contains the ISSN "1109-9518" and a "CONSULTAR" button. Below the search bar, there are three tabs: "Por ISSN do Periódico", "Por Título do Periódico", and "Por Classificação / Área de Avaliação". The "Por ISSN do Periódico" tab is selected. Below the tabs, there is a table with the following data:

ISSN	Título	Estrato	Área de Avaliação
1109-9518	WSEAS Transactions on Biology and Biomedicine	B5	ENGENHARIAS IV

\* Ano-Base 2007

- [2] MOREIRA, M. C., PRADO, R. N., CAMPOS, A. **LEDs Implementation of High-Intensity in Human Tissue.** Paper Submission for OPEX - The International Electronic Journal of Optics - 2009 / USA.

The screenshot shows the CAPES website search interface. The header includes the CAPES logo and the text "CLASSIFICAÇÃO DE PERIÓDICOS, ANAIS, REVISTAS E JORNAIS." Below the header, there are navigation links: "CONSULTAR", "CRITÉRIO DAS ÁREAS", "E-MAIL DOS COORDENADORES", and "LISTA COMPLETA". A search bar contains the area "ENGENHARIAS III" and the estrato "A1", and a "CONSULTAR" button. Below the search bar, there are three tabs: "Por ISSN do Periódico", "Por Título do Periódico", and "Por Classificação / Área de Avaliação". The "Por Classificação / Área de Avaliação" tab is selected. Below the tabs, there is a table with the following data:

ISSN	Título	Estrato	Área de Avaliação
1059-910X	Microscopy Research and Technique	A1	ENGENHARIAS III
0035-8711	Monthly Notices of the Royal Astronomical Society	A1	ENGENHARIAS III
1094-4087	Optics Express	A1	ENGENHARIAS III
0146-9592	Optics Letters	A1	ENGENHARIAS III
0167-2789	Physica D	A1	ENGENHARIAS III
0031-9007	Physical Review Letters	A1	ENGENHARIAS III
1098-0121	Physical Review. B, Condensed Matter and Materials Physics	A1	ENGENHARIAS III
1539-3755	Physical Review. E, Statistical, Nonlinear and Soft Matter Physics	A1	ENGENHARIAS III

\* Ano-Base 2007

## REPORTAGEM EM JORNAIS E REVISTAS:

- [1] Diário do Iguaçu – Publicado em 24/10/2008, página 14. Edição nº 3295. Chapecó/SC - <http://www.diariodoiguacu.com.br/admin/edicoes/pdf/20081024-012213.pdf>

## APÊNDICE A

## DOCUMENTAÇÃO JUNTO AO COMITÊ DE ÉTICA

**A.1 - Aceite do Comitê de Ética da UFSM para realizar a pesquisa em pacientes humanos:**

PROJETOS APROVADOS EM JUNHO- 2009			
CAAE	TÍTULO DO PROJETO	PESQUISADOR	APROVAÇÃO
0044.0.243.000-09	Utilização de Conversores Eletrônicos que Alimentam LEDs de Alto Brilho Aplicados no Tecido Humano e sua Interação Terapêutica.	Ricardo Nederson do Prado.	18-06-2009

**A.2 - TCLE (TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO) APROVADO PELO COMITÊ DE ÉTICA DA UFSM:**

### *1 TÍTULO*

#### **UTILIZAÇÃO DE CONVERSORES ELETRÔNICOS QUE ALIMENTAM LEDs DE ALTO BRILHO APLICADOS NO TECIDO HUMANO E SUA INTERAÇÃO TERAPÊUTICA**

**NATUREZA DA PESQUISA: Sr. ou Sr<sup>a</sup>., Vossa Senhoria está sendo convidado(a) a participar desta pesquisa que visa a aplicação de um dispositivo eletrônico que alimenta um arranjo de LEDs que emitem luz na cor vermelha e são utilizados no tecido humano com a finalidade de cicatrização tecidual, devendo Vossa Senhoria ler as descrições abaixo e depois concordar ou não com a realização da mesma. Se estiver de acordo poderá assinar e se submeter à terapia.**

### *2 JUSTIFICATIVA*

Este projeto visa aplicação da luz vermelha gerada por um grupo de LEDs (Diodos Emissores de Luz) que possui a finalidade de auxiliar na cicatrização dos tecidos humanos reduzindo em até 50% o período de recuperação. Este trabalho trará benefícios à população em geral, pois sua terapia é indolor e não agride o paciente, reduzindo o seu tempo de internação e recuperação.

### *3 OBJETIVOS*

#### *3.1 OBJETIVO GERAL*

A LEDterapia é uma técnica de aplicação de luzes na recuperação e rejuvenescimento tecidual. Será aplicada em pacientes, a luz vermelha emitida pelo arranjo de LEDs com a finalidade terapêutica de acelerar o processo de cicatrização.

Esta pesquisa será realizada no Hospital Regional do Oeste e no consultório do médico Sr. Carlos Mendonça, na cidade de Chapecó-SC.

### 3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Aplicação da luz vermelha no tecido com a finalidade de cicatrizar o tecido;
- O paciente poderá se recuperar mais rápido e com uma cicatrização mais efetiva.

### 4 PROCEDIMENTOS ADOTADOS

Sr<sup>o</sup> ou Sr<sup>a</sup>, abaixo são descritas algumas informações sobre os procedimentos e técnicas que serão aplicadas durante o tratamento:

- Antes das aplicações será realizado um questionário, na forma de anamnese médica com perguntas simples sobre suas condições de saúde;
- A escolha das pessoas a serem submetidas ao tratamento será feita por médicos e assistentes tendo como base: Sexo, idade e tipo de corte que sofrera ou ferida e úlcera que desenvolveram e, se aceitam a serem submetidos á terapia.

A distância entre o arranjo de LEDs e o tecido humano deve ser feita da seguinte forma:

- Para cortes mais superficiais aplicar a 2cm da pele (entre a córnea e a epiderme) e a 1cm da pele quando o corte for mais profundo (entre a epiderme e a derme).
- Para os cortes superficiais a recomendação é de 5 (cinco) a 7 (sete) dias contínuos num período de 40 (quarenta) minutos para cada aplicação.
- Para os cortes mais profundos a recomendação é de 10 (dez) a 14 (dias) contínuos num período de 40 (quarenta) minutos para cada aplicação. A luz na cor vermelha emitida pelos LEDs pode ser aplicada em qualquer região do corpo do paciente, com exceção dos olhos.

### 5 DESCONFORTOS E RISCOS POSSÍVEIS E OS BENEFÍCIOS ESPERADOS

Ao se submeter ao tratamento, Vossa Senhoria terá a garantia e controle dos médicos e do pesquisador que o tratamento é indolor e não causa desconforto físico.

Dependendo das características pessoais de cada ser humano, Vossa Senhoria pode se sentir constrangido pelo fato de estar se submetendo a um tipo de pesquisa, caso ocorra, será devidamente esclarecido pelos pesquisadores envolvidos que o tratamento vai beneficiá-lo, pois poderá diminuir o tempo de recuperação de sua lesão.

Os procedimentos adotados nesta pesquisa obedecem aos Critérios da Ética em Pesquisa com Seres Humanos conforme resolução do Conselho Nacional de Saúde. Nenhum dos procedimentos usados oferece riscos à sua dignidade.

Os benefícios serão favoráveis á Vossa Senhoria no quesito da recuperação de sua lesão, ao pesquisador e médicos pela a expectativa de sucesso da pesquisa e trará para o mercado uma nova modalidade de terapia de baixo custo e ao alcance de todas as classes sociais.

### 6 MÉTODOS ALTERNATIVOS

Vossa Senhoria será entrevistado(a) e irá preencher um questionário sobre o tratamento que estará se submetendo e responder algumas perguntas orais que serão feitas pelo médicos e pelo pesquisador, caso seja necessário. Dando-lhe total segurança e liberdade em respondê-las ou não.

## **7 FORMA DE ACOMPANHAMENTO E ASSISTÊNCIA**

Vossa Senhoria ao aceitar se submeter ao tratamento será assistido(a) pelo grupo de médicos e sua equipe que estarão apoiando e dando suporte médico durante todas as sessões, auxiliando-lhe no que for necessário.

## **8 GARANTIA DE ESCLARECIMENTOS AO SUJEITO DA PESQUISA**

Sr<sup>o</sup> ou Sr<sup>a</sup>, todo o esclarecimento será realizado pelos médicos e pelo pesquisador antes e durante o decorrer da terapia, comunicando-lhe que existe um Comitê de Ética da Universidade Federal de Santa Maria e do Hospital Regional do Oeste que estão cientes da pesquisa e, também, dos próprios pesquisadores.

## **9 LIBERDADE DO SUJEITO DA PESQUISA DE RECUSA EM QUALQUER UMA DAS FASES DA PESQUISA**

É garantido a Vossa Senhoria a liberdade de se retirar a qualquer momento e deixar de participar do estudo, sem qualquer prejuízo à continuidade de seu tratamento na Instituição.

## **10 GARANTIA DE SIGILO**

À Vossa Senhoria fica assegurado à privacidade de seus dados confidenciais envolvidos na pesquisa e que após um determinado período os dados serão destruídos.

## **11 FORMAS DE RESSARCIMENTO DAS DESPESAS DECORRENTES DA PARTICIPAÇÃO NA PESQUISA**

Vossa Senhoria na condição de paciente poderá estar internado no momento da pesquisa, ou caso não esteja, virá ao hospital ou ao consultório com hora e data pré-estabelecidas, além disso Vossa Senhoria não terá nenhum tipo de despesa para participar desta pesquisa, bem como nada será pago por sua participação. Os custos da pesquisa serão disponibilizados pelo grupo de pesquisa. No caso dos pacientes que irão se submeter na clínica médica, todos os passos citados anteriormente serão respeitados.

Após realizar a leitura deste documento Eu, \_\_\_\_\_ concordo a me submeter a este procedimento terapêutico entendendo que todos os esclarecimentos foram feitos e que minha privacidade será preservada e que a qualquer momento posso me recusar a continuar com o tratamento. Ainda, não terei nenhuma despesa financeira recorrente desta terapia e também que nada receberei financeiramente.

\_\_\_\_\_  
Sujeito de Pesquisa ou Responsável

\_\_\_\_\_  
Pesquisador Responsável

Local, data.

Comitê de Ética em Pesquisa da UFSM

Avenida Roraima, 1000 - Prédio da Reitoria - 7o andar - Sala 702

Cidade Universitária - Bairro Camobi

97105-900 - Santa Maria – RS

### **A.3 - TERMO DE CONFIDENCIALIDADE**

**Título do projeto:** Utilização de Conversores Eletrônicos que Alimentam LEDs de Alto Brilho Aplicados no Tecido Humano e sua Interação Terapêutica.

**Pesquisador responsável:** Prof. Dr. Ricardo Nederson do Prado

**Instituição/Departamento:** UFSM/CT/PPGEE/GEDRE

**Telefone para contato:** (55) 3220-9492

**Local da coleta de dados:** Hospital Regional de Chapecó – Chapecó/SC

Os pesquisadores do presente projeto se comprometem a preservar a privacidade dos pacientes cujos dados serão coletados através de questionário e de laudo médico sobre os resultados da aplicação da terapia realizada no Hospital Regional de Chapecó. As aplicações serão realizadas por médicos e enfermeiros.

Concordam, igualmente, que estas informações serão utilizadas única e exclusivamente para execução do presente projeto. As informações somente poderão ser divulgadas de forma anônima e serão mantidas no (a) grupo de pesquisa GEDRE por um período de 5 (cinco) anos sob a responsabilidade do (a) Sr. (a) Ricardo Nederson do Prado. Todo o material será armazenado na sala do Prof. Ricardo Nederson do Prado, número 422-2, situada no NUPEDDEE – CT. Após este período, os dados serão destruídos. Este projeto de pesquisa foi revisado e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFSM em ...../...../....., com o número do CAAE 0044.0.243.000.09.

Santa Maria, 15 de Maio de 2009.

.....  
*Prof. Dr. Ricardo Nederson do Prado*

#### A.4 - OLHA DE ROSTO PARA PESQUISA EM SERES HUMANOS - MS



MINISTÉRIO DA SAÚDE  
Conselho Nacional de Saúde  
Comissão Nacional de Ética em Pesquisa - CONEP

FOLHA DE ROSTO PARA PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS				FR - 257613	
Projeto de Pesquisa Utilização de Conversores Eletrônicos que Alimentam LEDs de Alto Brilho Aplicados no Tecido Humano e sua Interação Terapêutica					
Área de Conhecimento 3.00 - Engenharias - 3.04 - Engenharia Elétrica				Grupo Grupo III	Nível
Área(s) Temática(s) Especial(s)				Fase Não se Aplica	
Unitermos conversores, LEDs, tecido humano					
Sujeitos na Pesquisa					
Nº de Sujeitos no Centro 100	Total Brasil 100	Nº de Sujeitos Total 100	Grupos Especiais Criança e ou menores de 18 anos,		
Placebo NAO	Medicamentos HIV / AIDS NÃO	Wash-out NÃO	Sem Tratamento Específico NÃO	Banco de Materiais Biológicos NÃO	
Pesquisador Responsável					
Pesquisador Responsável RICARDO NEDERSON DO PRADO			CPF 475.945.510-87	Identidade 4014342051	
Área de Especialização ELETRÔNICA DE POTÊNCIA			Maior Titulação PÓS- DOUTORADO	Nacionalidade BRASILEIRA	
Endereço RUA SENADOR CASSIANO, 676			Bairro DORES	Cidade SANTA MARIA - SC	
Código Postal 97050-680	Telefone 5532209492 / 5599770477		Fax	Email rnprado@uol.com.br	
Termo de Compromisso					
Declaro que conheço e cumprirei os requisitos da Res. CNS 196/96 e suas complementares. Comprometo-me a utilizar os materiais e dados coletados exclusivamente para os fins previstos no protocolo e publicar os resultados sejam eles favoráveis ou não.					
Aceito as responsabilidades pela condução científica do projeto acima.					
Data: ____/____/____			Assinatura		
Instituição Onde Será Realizado					
Nome Universidade Federal de Santa Maria - UFSM			CNPJ 95.591.764/0001-05	Nacional/Internacional Nacional	
Unidade/Órgão CT/PPGEE			Participação Estrangeira NÃO	Projeto Multicêntrico NÃO	
Endereço Av. Roraima, 1000 - Prédio Reitoria - PRPGP - 7o andar			Bairro Camobi	Cidade Santa Maria - RS	
Código Postal 97105900	Telefone 55 32209362		Fax	Email comiteeticapesquisa@mail.ufsm.br	
Termo de Compromisso					
Declaro que conheço e cumprirei os requisitos da Res. CNS 196/96 e suas complementares e como esta instituição tem condições para o desenvolvimento deste projeto, autorizo sua execução.					
Nome: _____			Assinatura		
Data: ____/____/____					

**O Projeto deverá ser entregue no CEP em até 30 dias a partir de 23/04/2009. Não ocorrendo a entrega nesse prazo esta Folha de Rosto será INVALIDADA.**

## APÊNDICE B

### **NORMAS E LEGISLAÇÃO**

---

Normas que foram observadas no projeto e execução dos protótipos desenvolvidos.

#### **B.1 - LEGISLAÇÃO INTERNACIONAL E NACIONAL PARA PESQUISA EM SERES HUMANOS**

IEC 60825-1/A2:2001, Safety of LASER Products - Part 1: Equipment classification, requirements, and user's guide, International Electrotechnical Commission, Geneva, Amendment 2, 2001.

IEC 60825-1:1993+A1:1997+A2:2001 and IEC 60825-1:2007 and AS/NZS 2211.1, Safety of LASER products. This is the base standard. All LASER and LED (depending on the LED application) products must be tested, classified and brought in compliance with the base standard.

IEC 601-2-22(1995-11). Safety of diagnostic and therapeutic LASER equipment. Medical equipment containing a LASER or an LED used for diagnostic and therapeutic treatment must meet both the base standard and this standard.

IEC 60825-6(1999-07). Safety of products with optical sources, used exclusively for visible information transmission to human eye. Products containing a LASER or an LED that are exclusively used for transmission of information to the human eye must meet both the base standard and this standard.

IEC 60825-4:1997+A1:2002+A2:2003, Safety of LASER guards. This standard applies to LASER guards that enclose the process zone of LASER processing machines and equipment. Products containing a LASER or an LED that employs a LASER guard that encloses the process zone must meet both the base standard and this standard.

IEC 62471 Ed. 1 and CIE S 009/E: 2002, International Standard for Photobiological Safety for Lamps & Lamp Systems - General Requirements. This standard covers the evaluation and control of optical radiation hazards from all electrically powered sources of optical radiation such as LEDs, UV and IR lamps, lamp devices, etc.

IEEE C95.1- 1991 – “Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3kHz to 300 GHz”.

NRPB - 1993 – “Board Statement on restrictions on Human Exposure to Static and Time – Varying Electromagnetic Fields and Radiation” - National Council on Radiological Protection in the UK.

ASNI/IESNA RP-27.1-96. American National Standard for Photobiological Safety for Lamps & Lamp Systems - General Requirements. This standard covers the evaluation and control of

optical radiation hazards from all electrically powered sources of optical radiation such as UV lamps, LED devices, etc.

Radiation Emitting Devices Act Chapter R-1:2001(RED), issued by Department of Justice Canada, An Act respecting the sale and importation of certain radiation emitting devices. This Act refers to both 21CFR and IEC 60825 as the prescribed regulations for the purpose of radiation protection to persons. Depending on the particular Canadian province and the Canadian authority having jurisdiction, either 21CFR or IEC 60825 compliance is required by Canada.

IEC 60825-1 (2007-03) Ed. 2.0 English and French. Safety of LASER products - Part 1: Equipment classification and requirements.

EC 60601-2-22 (2007-05) Ed. 3.0 - English and French. Medical electrical equipment - Part 2-22: Particular requirements for basic safety and essential performance of surgical, cosmetic, therapeutic and diagnostic LASER equipment.

Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, sobre Diretrizes e Normas Regulamentadoras de Pesquisa Envolvendo Seres Humanos, da qual esta é parte complementar da área temática específica de pesquisa com novos fármacos, medicamentos, vacinas e testes diagnósticos.

Resolução nº 251, de 07 de agosto de 1997 – incorpora todas as disposições contidas na Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, sobre Diretrizes e Normas Regulamentadoras de Pesquisa Envolvendo Seres Humanos, da qual esta é parte complementar da área temática específica de pesquisa com novos fármacos, medicamentos, vacinas e testes diagnósticos.

ABNT NBR IEC 60601-2-22:1997 Equipamento eletromédico - Parte 2-22: Prescrições particulares para a segurança de equipamento terapêutico e de diagnóstico a LASER.

ABNT (Parte 1) – NBR-IEC 60601-1 – Aplicável a todos os equipamentos eletromédicos;

NBR-9331 – Eletrônica de Potência – Abril de 1986.

NR-10 / MTE – Segurança em Instalações e Serviços em Eletricidade.