

Desenho e análise de uma fonte de luz *LED* para aplicações em Fototerapia

RESUMO

Jhonatan de Abreu Soares Pontes
jpontes@alunos.utfpr.edu.br
orcid.org/0000-0001-8594-6695
Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), Ponta Grossa, Paraná, Brasil.

Sergio Leonardo Gómez
sgomez@uepg.br
orcid.org/0000-0002-4945-3997
Universidade Estadual de Ponta Grossa (UEPG), Ponta Grossa, Paraná, Brasil.

Rozane de Fátima Turchiello
turchiel@utfpr.edu.br
orcid.org/0000-0002-4039-0424
Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), Ponta Grossa, Paraná, Brasil.

Eloi Agostini
eloiagostini@utfpr.edu.br
orcid.org/0000-0002-0054-7474
Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), Ponta Grossa, Paraná, Brasil.

A Fototerapia é atualmente a terapia mais utilizada para o tratamento da hiperbilirrubinemia neonatal. Embora simples e eficaz, esta terapia não invasiva requer cautela e acompanhamento cuidadoso para garantir a segurança do tratamento. A eficácia da Fototerapia depende da fonte de luz, da dose de irradiância e da área superficial exposta do corpo. Considerando que o espectro de absorção da bilirrubina *in vivo* encontra-se na região de 450 a 490 nm, luz com comprimento de onda na região do azul é considerada a mais eficaz para o tratamento da hiperbilirrubinemia neonatal. Nesse estudo, apresentamos o desenvolvimento de uma matriz de *Light Emitting Diode (LED)* com emissão na região do azul para ser utilizada no tratamento da hiperbilirrubinemia neonatal através do uso da Fototerapia. A fonte de alimentação para essa matriz de *LED* é baseada no retificador SEPIC para garantir operação com elevado fator de potência e mínima ondulação de alta frequência na corrente de entrada.

PALAVRAS-CHAVE: Fototerapia, *LED*, Hiperbilirrubinemia Neonatal, SEPIC.

INTRODUÇÃO

Os avanços na tecnologia de luz e o desenvolvimento constante da Fototerapia por meio de pesquisas e tecnologias em evolução contínua permitiram que a ciência descobrisse os efeitos benéficos de vários espectros de luz, em particular, luz violeta/azul, luz vermelha e luz infravermelha próxima. Estudos na literatura mostram que a luz na faixa do violeta/azul, possui efeitos antimicrobianos contra inúmeras bactérias (ENWEMEKA, 2013; ENWEMEKA *et al.*, 2009; WELCH *et al.*, 2018). Recentemente, foi divulgado estudo que mostra o potencial da Fototerapia para mitigar infecções bacterianas oportunistas associadas ao novo coronavírus, causador da doença *Coronavirus Disease 2019* (COVID-19) e de outras infecções por coronavírus (ENWEMEKA, BUMAH, MASSON-MEYERS, 2020).

Em especial, para o tratamento da hiperbilirrubinemia neonatal, também conhecida como icterícia do recém-nascido, a Fototerapia é considerada como o método terapêutico mais utilizado mundialmente. Esta patologia é oriunda da produção em excesso de bilirrubina no organismo do recém-nascido, ou seja, uma substância tóxica produzida pela bile. Essa doença acomete a grande maioria dos recém-nascidos nos seus primeiros dias de vida com risco de neurotoxicidade, encefalopatia hiperbilirrubinêmica, podendo levar a óbito caso não seja tratada adequadamente (CAMPISTOL *et al.*, 2012; KAPLAN, BROMIKER, HAMMERMAN, 2011; DE CARVALHO, 2001; ULLAH, RAHMAN, HEDAYATI, 2016).

Para que a Fototerapia possua a eficácia desejada no tratamento da hiperbilirrubinemia neonatal, uma série de fatores devem ser observados. Entre esses fatores podemos citar: a concentração inicial de bilirrubina antes do início do tratamento, a superfície corporal exposta à luz, a distância entre a fonte luminosa e o paciente, a dose de irradiância emitida e o tipo de fonte de luz utilizada (HANSEN *et al.*, 2020; SUBRAMANIAN *et al.*, 2011). A observância desses fatores influencia diretamente no tratamento, sendo de extrema importância a padronização dos mesmos, para que possam ser criados protocolos específicos. Nesse sentido, diversos equipamentos de Fototerapia vêm sendo desenvolvidos para atender essas necessidades e estão disponíveis no mercado os que utilizam diferentes fontes de luz como lâmpada fluorescente, lâmpada halógena e LED (MERITANO *et al.*, 2012; GAN, GUO, LIN, 2015). Aparelhos de Fototerapia utilizando como fonte de iluminação LED com emissão na região do azul têm sido considerados os mais eficazes para o tratamento da hiperbilirrubinemia neonatal, pois sua emissão coincide com o espectro de absorção *in vivo* da bilirrubina (450 a 490 nm). O uso desses aparelhos vem crescendo devido ao fato dos sistemas de iluminação com LED serem mais eficientes, emitindo maiores valores de potência luminosa e ainda dissipando bem menos calor se comparado com as lâmpadas convencionais. Como não há emissão na região do ultravioleta e infravermelho, os riscos de potencial dano à pele do recém-nascido são minimizados.

Com base nestas informações foi realizado um estudo visando o desenvolvimento de uma matriz de LED para aplicação em Fototerapia, em específico para o tratamento da hiperbilirrubinemia neonatal. A matriz é composta de LED de potência com emissão na região do azul (465 a 475 nm). Para a montagem do circuito de alimentação dos LED, optou-se pelo uso do conjunto retificador/conversor, uma associação feita a partir de um retificador de onda completa e um conversor CC-CC SEPIC. Uma das características de tal conversor é

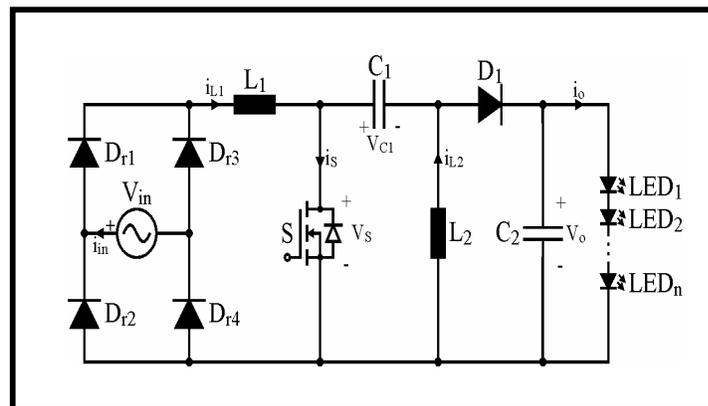
o fato de que, se comparado a outras estruturas clássicas como *Buck* e *Buck-Boost*, o SEPIC não necessita de filtros indutivos capacitivos (LC) na entrada quando operando no modo de condução descontínua (BURGARDT *et al.*, 2016).

Outro aspecto importante deste retificador é o fato do mesmo emular uma resistência no modo de condução descontínua. Isso significa que, caso o circuito seja alimentado por uma fonte de tensão senoidal, a corrente de entrada seguirá naturalmente uma função senoidal. Desta forma, um elevado fator de potência (FP) e uma reduzida taxa de distorção harmônica (TDH) são obtidos sem a necessidade de uma malha de controle para a corrente de entrada (SIMONETTI, SEBASTIAN, UCEDA, 1997; SEBASTIAN *et al.*, 1995). Esta característica é de interesse para aplicações de baixo custo, uma vez que se faz necessário um menor número de componentes e de sensores para a implementação do sistema.

SISTEMA DE ACIONAMENTO DOS LED

O acionamento dos LED é realizado a partir de um conversor *CC-CC* SEPIC operando no modo de condução descontínua (MCD) que, por sua vez, é conectado à saída de um retificador de onda completa alimentado pela rede elétrica. Este conjunto retificador/conversor será doravante denominado retificador SEPIC. A opção por tal estrutura é justificada pela possibilidade de se obter elevado fator de potência e reduzida taxa de distorção harmônica na corrente de entrada a partir da utilização de uma simples malha de controle. A **Figura 1** apresenta o estágio de potência do retificador SEPIC.

Figura 1 - Estágio de potência do retificador SEPIC alimentando um vetor de LED com conexão série



Fonte: autores (2020).

ETAPAS DE OPERAÇÃO EM MCD

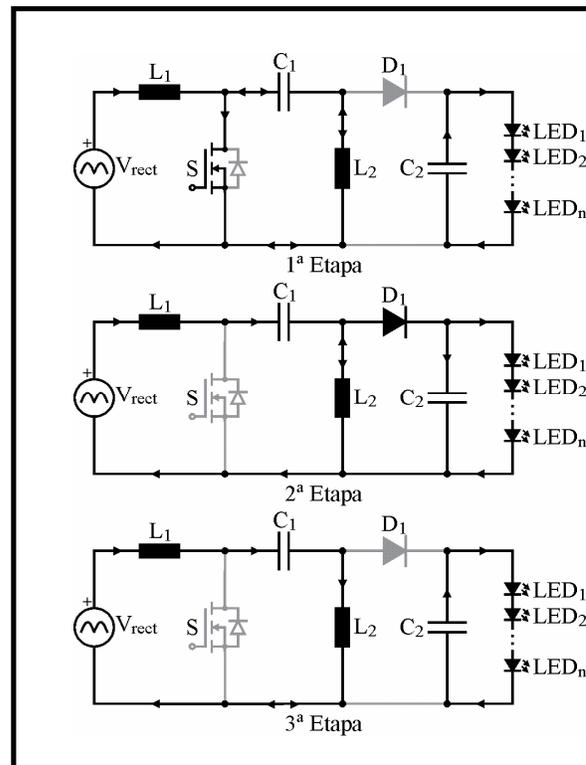
O retificador SEPIC em MCD possui três etapas de operação distintas, conforme apresentado na **Figura 2**:

-Primeira Etapa ($t_0 - t_1$): Em $t = t_0$ o interruptor S é comandado a conduzir. Por se tratar do MCD, sabe-se que a corrente no diodo D_1 se anula antes do início desta etapa. Em $t = t_1$, o interruptor S é bloqueado, caracterizando o fim da primeira etapa.

-Segunda Etapa ($t_1 - t_2$): O bloqueio de S implica a polarização direta do diodo D_1 , de tal forma que a energia passa a ser transferida do conversor para a carga. No instante em que a corrente em D_1 se anula, a segunda etapa chega ao fim.

-Terceira Etapa ($t_2 - t_3$): O fato da corrente i_{D1} ter se tornado nula implica que as correntes i_{L1} e i_{L2} são equivalentes. Como a tensão sobre o capacitor C_1 é igual à tensão de entrada, tem-se idealmente a ausência de tensão sobre os indutores L_1 e L_2 e, conseqüentemente, a energia armazenada em seus campos magnéticos mantém-se constante. Em $t = t_3$, o interruptor é acionado, caracterizando o final do ciclo de comutação.

Figura 2 - Estados topológicos das três etapas de operação do retificador SEPIC para o modo de condução descontínua



Fonte: autores (2020).

PRINCIPAIS FORMAS DE ONDA

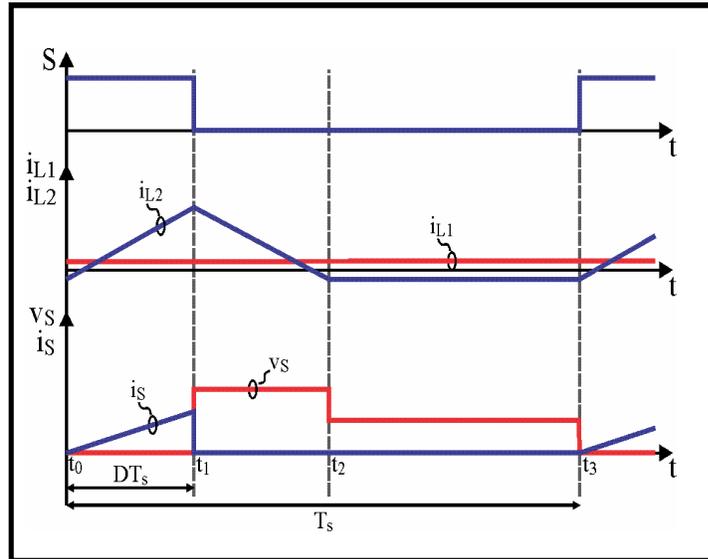
As principais formas de onda referentes à operação do retificador SEPIC operando em MCD são apresentadas na **Figura 3**. Os gráficos contemplam a operação durante um ciclo de comutação para um dado valor de tensão da rede elétrica.

ANÁLISE MATEMÁTICA

A partir das etapas de operação e das formas de onda que caracterizam o retificador SEPIC em MCD, realiza-se a análise matemática que visa descrever tensão e corrente nos diversos elementos do circuito no decorrer do tempo. Os

resultados obtidos nesta seção servem de subsídio para a elaboração de uma metodologia adequada para o projeto do circuito, conforme abordado na seção Metodologia de Projeto deste artigo.

Figura 3 - Principais formas de onda do retificador SEPIC no modo de condução contínua, sendo que i_{L1} e i_{L2} referem-se às respectivas correntes dos indutores L_1 e L_2 e v_S e i_S à tensão e à corrente no interruptor S



Fonte: autores (2020).

Para a realização da análise são adotadas as seguintes hipóteses simplificativas: os componentes da estrutura são considerados ideais; desconsideram-se as ondulações de corrente no indutor L_1 e de tensão no capacitor C_2 em alta frequência; a frequência de comutação é muito maior que a frequência da tensão de entrada. Desta forma, pode-se considerar que a tensão de entrada (V_{in}) durante um período de comutação é constante e igual a $v_{in}(\omega t)$, onde ωt corresponde a um ângulo arbitrário de v_{in} . Com t sendo o tempo em segundos e ω a frequência angular em radianos por segundo.

A corrente em L_2 no decorrer da primeira etapa de operação $i_{L2}(t)$ obedece à relação:

$$i_{L2}(t) = I_{L1} + \frac{v_{in}}{L_2} t, \quad (1)$$

sendo I_{L1} a corrente no indutor L_1 .

Decorridos Δt_1 segundos, a primeira etapa chega ao fim, sendo que neste instante:

$$i_{L2}(\Delta t_1) = I_{L2} = I_{L1} + \frac{v_{in}(\omega t)}{L_2} \Delta t_1, \quad (2)$$

sendo I_{L2} a corrente no indutor L_2 .

Já durante a segunda etapa de operação, i_{L2} se comporta segundo a função:

$$i_{L2}(t) = I_{L2} - \frac{V_o}{L_2} t, \quad (3)$$

sendo V_o a tensão de saída.

A segunda etapa persiste por Δt_2 segundos até o instante em que as correntes em L_1 e em L_2 se igualam. Matematicamente tem-se:

$$i_{L2}(\Delta t_2) = I_{L1} = I_{L2} - \frac{V_o}{L_2} \Delta t_2. \quad (4)$$

Finalmente, a terceira etapa é caracterizada por não haver mudança nas condições de armazenamento de energia no indutor L_2 , de forma que:

$$i_{L2}(t) = I_{L1}. \quad (5)$$

Como não há variação de corrente em L_2 , decorridos Δt_2 segundos a corrente i deve ser equivalente à igualdade (5), conforme:

$$i_{L2}(\Delta t_3) = I_{L1}. \quad (6)$$

Sabe-se também que os valores médios de corrente em D_1 e na saída do conversor são iguais em regime permanente, sendo esta uma consequência do balanço de carga em C_2 . Logo, tem-se:

$$\frac{(I_{L1} + I_{L2}) \Delta t_2}{2} = I_o. \quad (7)$$

Qualquer modificação no processo de transferência de energia é realizada a partir do ajuste da razão cíclica D . Então, é importante relacionar como este parâmetro influencia a duração das etapas de operação do conversor. Analisando-se os gráficos das formas de onda (**Figura 3**) é possível verificar que:

$$\Delta t_1 = D T_s, \quad (8)$$

e

$$\Delta t_1 + \Delta t_2 + \Delta t_3 = T_s. \quad (9)$$

Resolvendo-se o sistema linear formado pelas equações (2), (4), (7), (8) e (9), obtêm-se:

$$I_{L1} = \frac{D^2 v_{in}(\omega t)}{2 f_s L_2}, \quad (10)$$

$$I_{L2} = \frac{D(2-D) v_{in}(\omega t)}{2 f_s L_2}, \quad (11)$$

$$\Delta t_1 = \frac{D}{f_s}, \quad (12)$$

$$\Delta t_2 = \frac{D v_{in}(\omega t)}{f_s V_o}, \quad (13)$$

e

$$\Delta t_3 = \frac{(1-D) V_o - D v_{in}(\omega t)}{f_s V_o}, \quad (14)$$

sendo que f_s corresponde à frequência de comutação do conversor.

CARACTERÍSTICA DE SAÍDA DO CONVERSOR

Utilizando-se os resultados obtidos na seção anterior é possível determinar a característica de saída do conversor, relacionando tensão e corrente nos seus terminais de saída. O valor médio da corrente na saída do retificador SEPIC é equivalente ao valor médio da corrente no diodo D, cujo valor pode ser determinado através da relação:

$$I_o = I_D = \frac{D^2 (V_{in,pico})^2}{4 f_s L_2 V_o} \quad (15)$$

em que, $V_{in,pico}$ corresponde ao valor de pico da tensão de entrada.

Para que o resultado represente de forma genérica a operação do retificador SEPIC em MCD, propõe-se uma parametrização de acordo com as seguintes definições de ganho estático q e de corrente de saída parametrizada \bar{I}_o :

$$q = \frac{V_o}{V_{in,pico}}; \quad \bar{I}_o = \frac{4 f_s L_2 I_o}{V_{in}} \quad (16)$$

Substituindo-se (15) em (16), obtém-se:

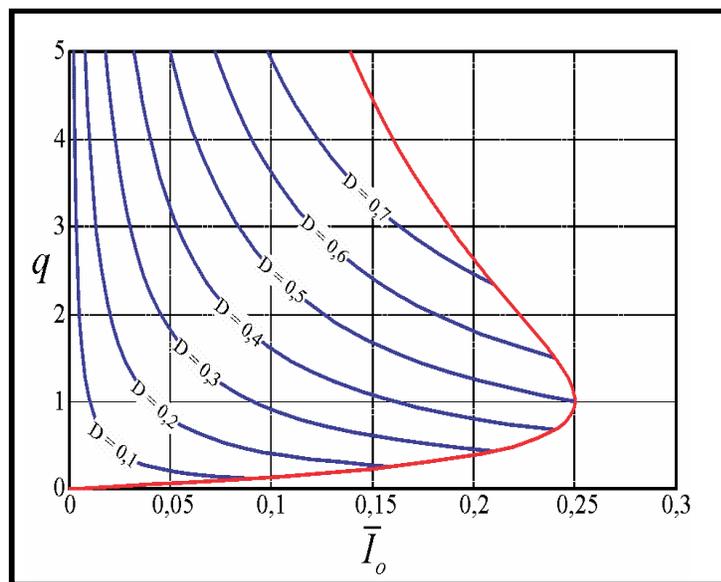
$$\bar{I}_o = \frac{D^2}{q} \quad (17)$$

Para que a operação em MCD seja garantida, deve-se satisfazer a restrição:

$$\bar{I}_o < \frac{q}{(1+q)^2} \quad (18)$$

A **Figura 4** apresenta o gráfico da característica de saída do retificador SEPIC operando em MCD, gerado pela equação (17). Nela é possível observar o limite de condução do conversor, ou seja, o intervalo onde ele deixaria de operar no MCD. Este limite é representado pelo tracejado vermelho.

Figura 4 - Característica de saída do retificador SEPIC evidenciando a região de ocorrência do modo de condução descontínua definida pela restrição



Fonte: autores (2020).

ONDULAÇÕES DE CORRENTE EM L_1 E DE TENSÃO EM C_1 e C_2

Para a realização da análise matemática desconsideram-se as ondulações de corrente em L_1 e de tensão em C_1 em alta frequência, conforme consta da lista de hipóteses simplificativas adotadas. Entretanto, estas ondulações estão presentes na prática e devem ser reduzidas para que os cálculos realizados sejam válidos. Sendo assim, faz-se necessário quantificar estas grandezas, relacionando-as com os parâmetros do conversor (BURGARDT, 2015).

A ondulação de corrente em alta frequência no indutor L_1 está relacionada com a sua própria indutância segundo a equação (19), uma vez que q representa o ganho estático do conversor:

$$\Delta i_{L1,max} = \frac{\sqrt{q} \bar{i}_0 V_{in,pico}}{f_s L_1} \quad (19)$$

Já a ondulação de tensão, também em alta frequência, no capacitor C_1 é dada por:

$$\Delta v_{C1,max} = \frac{(1-\sqrt{q} \bar{i}_0) q \bar{i}_0 V_{in,pico}}{2 f_s L_2 C_1} \quad (20)$$

Finalmente, a máxima ondulação de tensão em C_2 é igual a:

$$\Delta v_{C2,max} = \frac{\bar{i}_0 V_{in,pico}}{8 \pi f_r f_s L_2 C_2} \quad (21)$$

sendo que f_r é a frequência da tensão de entrada da rede.

METODOLOGIA DE PROJETO

A partir dos resultados apresentados na seção anterior, propõe-se uma metodologia de projeto para o sistema, conforme segue:

- Determinam-se os ganhos estáticos máximo (q_{max}) e mínimo (q_{min}) referentes aos valores mínimo e máximo de tensão de entrada, respectivamente, a partir da definição (16);

- Calcula-se a indutância L_2 pela definição da corrente de saída parametrizada contida em (16), de forma que a restrição (18) seja respeitada. Sugere-se uma margem de pelo menos 10% do valor crítico desta restrição para evitar uma eventual operação no modo de condução contínua, devido às tolerâncias dos componentes utilizados na confecção do circuito;

- O valor da indutância L_1 é escolhido de forma que a máxima ondulação de i_{L1} dada por (19) não ultrapasse o limite especificado em projeto. A situação crítica para a obtenção deste parâmetro é a operação com tensão máxima na entrada;

- Calcula-se o valor de C_1 a partir da igualdade (20) de forma que a máxima ondulação da tensão v_{C1} seja menor que um dado limite pré-estabelecido para o projeto. O cálculo deve ser realizado considerando-se tensão de entrada mínima, sendo esta a situação crítica para o cálculo deste parâmetro;

- Com abordagem semelhante aos itens acima mencionados, determina-se a partir de (21) o valor de C_2 que limita a ondulação da tensão v_{C2} a um dado valor

máximo. Já para esta grandeza, a situação crítica independe do valor de tensão de entrada, podendo-se utilizar qualquer condição para efeito de cálculo de C_2 ;

-A partir dos resultados da análise matemática e das formas de onda de operação do conversor, é possível determinar os esforços de tensão e corrente nos diversos componentes da estrutura. Com isso, torna-se possível escolher adequadamente os elementos que compõem o estágio de potência do conversor.

-Obtenção de uma curva expressando a radiação emitida pela matriz e a corrente elétrica.

RESULTADOS EXPERIMENTAIS

Os principais resultados experimentais obtidos com um protótipo de 25 W do conversor SEPIC em MCD são apresentados nesta seção.

Seguindo a metodologia de projeto proposta neste artigo e de acordo com as especificações constantes da **Tabela 1**, determinam-se os componentes utilizados para a construção do protótipo, conforme lista apresentada na **Tabela 2**.

Tabela 1 - Especificações do protótipo

Parâmetro	Valor
Potência de Saída (P_o)	25 W
Valor Eficaz da Tensão de Entrada ($V_{in,ef}$)	127 V \pm 10%
Tensão de Saída (V_o)	75 V
Valor Médio da Corrente de Saída (I_o)	350 mA
Frequência de Comutação (f_s)	50 kHz
Frequência da Tensão de Entrada (f_r)	60 Hz
Ondulação de Corrente Máxima em L_1 (ΔI_{L1})	20% de $I_{L1,max}$
Ondulação de Tensão Máxima em C_1 (ΔV_{C1})	35% de $V_{C1,max}$
Ondulação de Tensão de Saída Máxima (ΔV_o)	5% de V_o

Fonte: autores (2020).

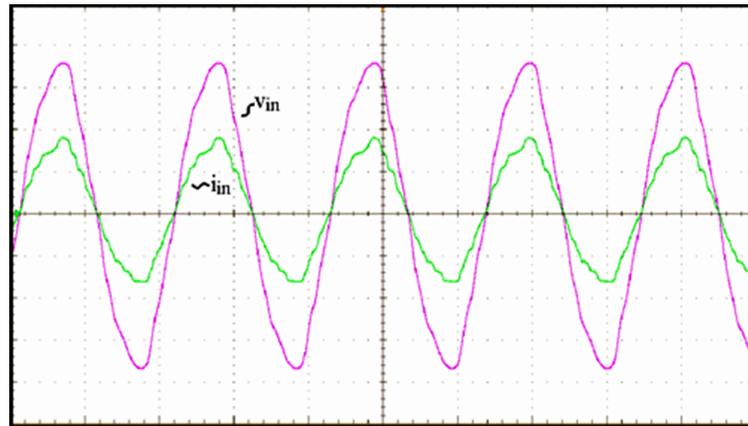
Tabela 2 - Lista de componentes do estágio de potência do protótipo

Componente	Descrição
S	IRF740
D_1	MUR160
D_{ret1} ao D_{ret4}	1N4007
L_1	18,289 mH – E42/15 – Thornton IP12R – 256 espiras
L_2	449,92 μ H – E30/7 – Thornton IP12R – 120 espiras
C_1	100 nF / 400 V
C_2	3 x 100 μ F / 250 V em paralelo

Fonte: autores (2020).

O sinal de comando do interruptor S é gerado a partir do circuito integrado controlador PWM UC3525, cujo projeto segue as recomendações constantes na sua folha de dados. As formas de onda de tensão e corrente na entrada do conversor são apresentadas na **Figura 5**.

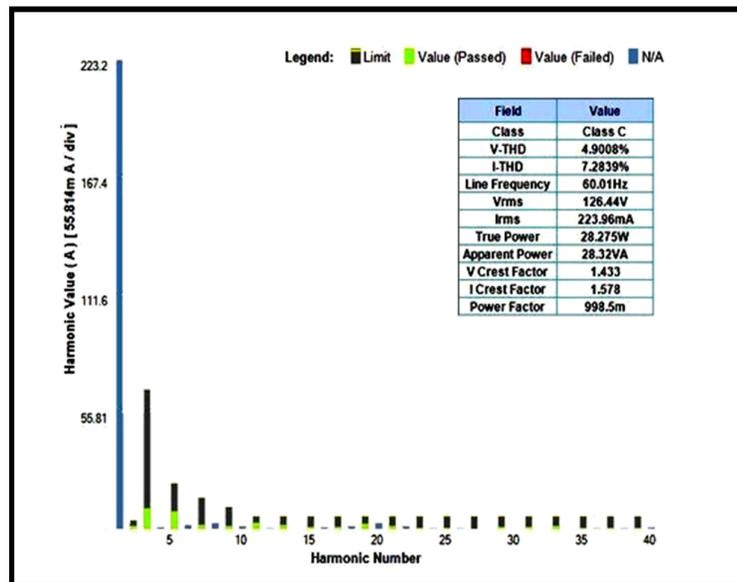
Figura 5 - Tensão (50 V/div) e Corrente (200 mA/div) na entrada do conversor, sendo possível observar tensão e corrente de entrada em fase



Fonte: autores (2020).

Observa-se que seus formatos são semelhantes, indicando que de fato o conversor exibe comportamento predominantemente resistivo. Isso implica que a TDH da corrente de entrada é reduzida e também que o FP do sistema é próximo à unidade, conforme comprovado pelos resultados apresentados na **Figura 6**. As medições indicam um FP de 0,9985 e uma TDH da corrente de entrada de 7,28%. Observa-se que parte deste valor de TDH de corrente é consequência da TDH da tensão de entrada de 4,9%.

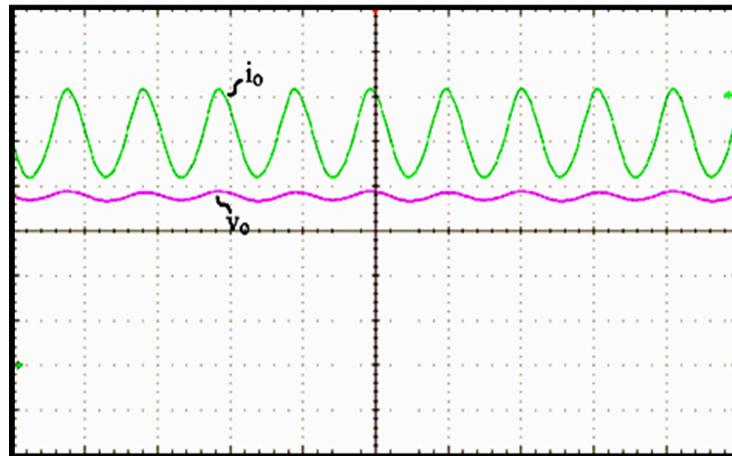
Figura 6. Análise harmônica da tensão e da corrente de entrada



Fonte: autores (2020).

A tensão e a corrente de saída do conversor (no vetor de LED) são apresentadas na **Figura 7**. As medições realizadas indicam um valor médio de tensão de 75,26 V e um valor médio de corrente de 355,1 mA.

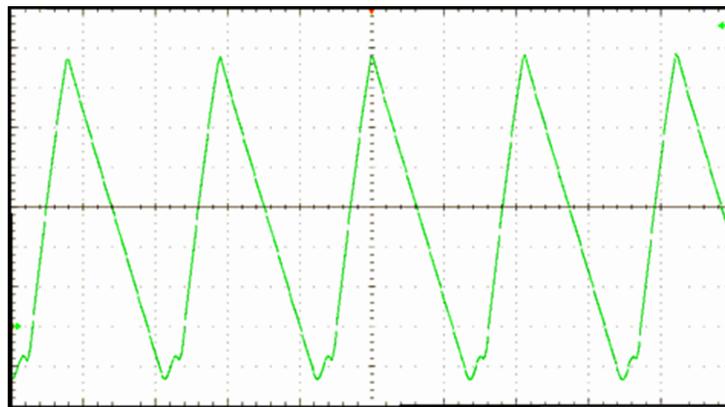
Figura 7 - Tensão (20 V/div) e corrente (70 mA/div) de saída. A característica de fonte de tensão dos LED implica o aparecimento de ondulação de corrente em baixa frequência



Fonte: autores (2020).

O resultado experimental da corrente no indutor L_2 é apresentado na **Figura 8**, cuja forma de onda comprova que o conversor opera no modo de condução descontínua.

Figura 8 - Corrente (300 mA/div) no indutor L_2 possibilitando a verificação da ocorrência do modo de condução descontínua



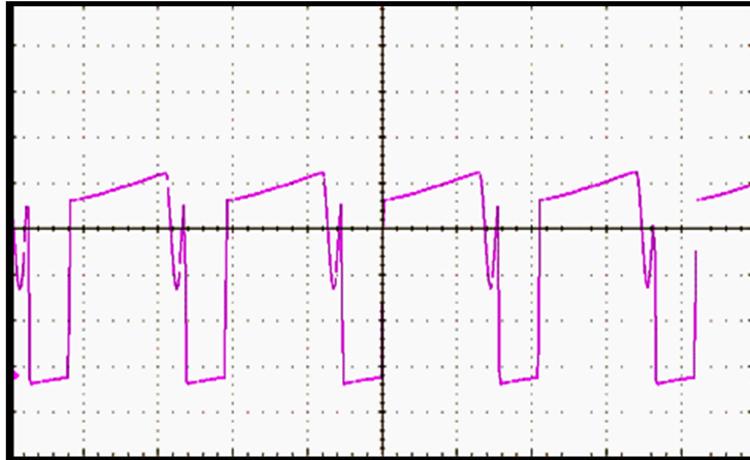
Fonte: autores (2020).

A **Figura 9** apresenta a tensão no interruptor S, cujo valor máximo é de aproximadamente 270 V.

O protótipo construído apresenta um rendimento em potência nominal de 91,9%, segundo medição realizada com o analisador de potência YOKOGAWA WT3000.

Dessa forma, foi possível extrair alguns dados com relação à corrente elétrica na matriz de LED e a resposta luminosa em termos da irradiância expressa na seguinte unidade $\mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$ (micro Watts por centímetro quadrado por nanômetro), unidade essa, usada na clínica diária nas unidades de tratamento pediátricas.

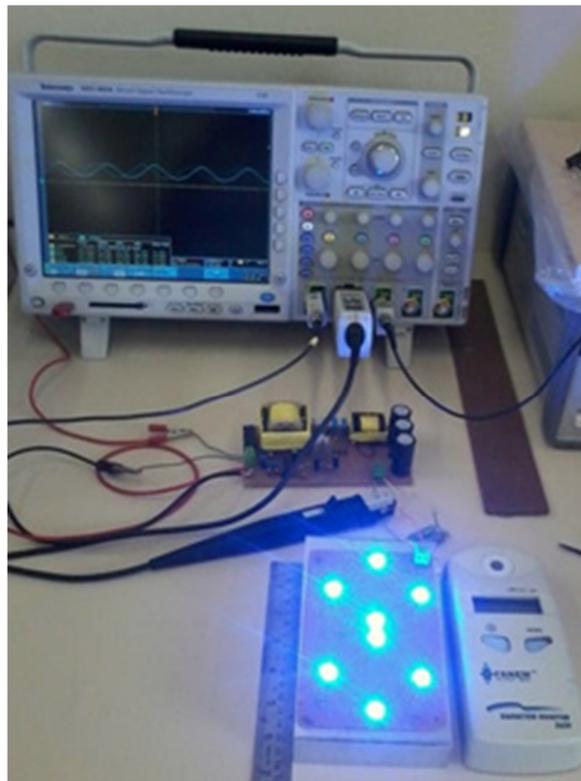
Figura 9 - Tensão (60 V/div) no interruptor S, onde não se observa sobretensão no instante do seu bloqueio



Fonte: autores (2020).

Como mencionado anteriormente, fatores como distância da fonte de luz e do recém-nascido e tipo de fonte de luz são dois fatores que influenciam na eficácia desse tipo de tratamento terapêutico. Dessa forma, foram propostos dois ensaios utilizando um radiômetro monitor, modelo 2620 *Fanem*[®]. Nas **Figuras 10 e 11**, é possível observar o conversor operando juntamente com a matriz de *LED* e ao seu lado o radiômetro.

Figura 10 - Matriz de *LED* operando em conjunto com o retificador SEPIC, ao lado da matriz o radiômetro



Fonte: autores (2020).

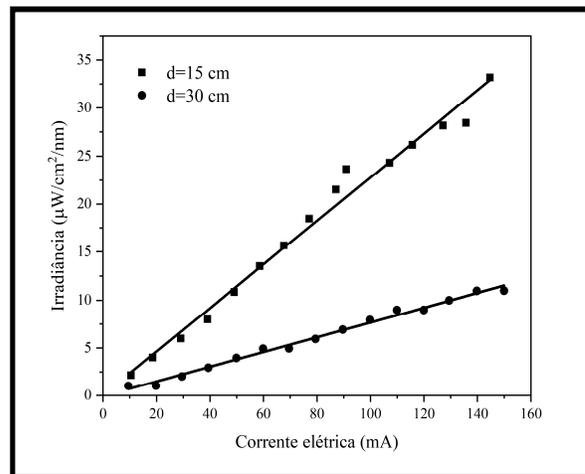
Figura 11 –Vista superior da Matriz de LED operando



Fonte: autores (2020).

O resultado experimental pode ser observado na **Figura 12**, onde são expressos os diferentes valores de irradiância para cada variação de corrente elétrica para distâncias de aproximadamente 15 e 30 cm da matriz. É possível observar na **Figura 12** que a irradiância varia de forma linear com relação à corrente que percorre o vetor de *LED*. O comportamento linear da irradiância permite que o controle seja realizado de forma indireta através do ajuste desta corrente.

Figura 12- Valores da irradiância em função da corrente de saída para uma distância (d) de 15 e 30 cm da matriz do radiômetro



Fonte: autores (2020).

A partir da **Figura 12**, também é possível observar que a ordem de grandeza dos valores de irradiância medidos ($\mu\text{W}/\text{cm}^2/\text{nm}$) corresponde à ordem de grandeza dos valores utilizados na clínica médica diária para equipamentos de Fototerapia que utilizam *LED* de potência com emissão na região do azul (PUNARO, MEZZACAPPA, FACCHINI, 2011; CAI *et al.*, 2016). Dentre esses equipamentos podemos citar o neoBlue®, o Philips BiliTx® e o Bilitron® Sky *LED* Phototherapy System.

CONCLUSÃO

A proposta de um retificador SEPIC operando em MCD para o acionamento de *LED* de potência para aplicação em Fototerapia mostrou-se promissora. Um protótipo de 25 W operando com fator de potência de 0,9985, TDH de corrente de 7,28% e com rendimento em potência nominal de 91,9% foi construído, validando as análises apresentadas.

Uma metodologia de projeto baseada na análise matemática desenvolvida foi proposta, fornecendo os subsídios necessários para o adequado projeto do conversor. O retificador SEPIC operando em MCD apresenta-se como uma possível solução para aplicações de baixo custo, devido ao reduzido número de componentes e à operação com elevado fator de potência sem a necessidade de uma malha de controle para a corrente de entrada.

A característica predominantemente linear da relação entre a irradiância e a corrente no vetor de *LED* indica que é possível controlar a dosagem da terapia indiretamente a partir do ajuste da corrente e do tempo de exposição do paciente à luz. Com isso, sugere-se como trabalho futuro, a operação do sistema abordado neste artigo com o controle da corrente dos *LED* em malha fechada, possibilitando ao usuário o ajuste da irradiância conforme sua necessidade. Ressalta-se também, que o sistema abordado no referido trabalho reduziria grandemente os custos do produto final comparado com os equipamentos comerciais, além de evidenciar a importante colaboração entre as instituições de ensino e as unidades hospitalares que fazem uso desses equipamentos.

Design and Analysis of a LED Light Source for Phototherapy Applications

ABSTRACT

Phototherapy is currently the most used therapy for the treatment of neonatal hyperbilirubinemia. Although simple and effective, this non-invasive therapy requires caution and careful monitoring to ensure the safety of the treatment. The effectiveness of Phototherapy depends on the light source, the irradiance dose and the area of exposed surface of the body. Considering that the absorption spectrum of bilirubin in vivo is in the region of 450 to 490 nm, light with wavelength in the blue region is considered the most effective for the treatment of neonatal hyperbilirubinemia. In this study, we present the development of a matrix of Light Emitting Diode (LED) with emission in the blue region to be used in the treatment of neonatal hyperbilirubinemia through the use of Phototherapy. The power supply is based on the SEPIC rectifier to ensure operation with a high power factor and minimum high frequency ripple in the input current.

KEYWORDS: *Phototherapy; LED; Neonatal Hyperbilirubinemia; SEPIC.*

Proyecto e análisis de una fuente de luz *LED* para uso en Fototerapia

RESUMEN

La Fototerapia es en la actualidad la terapia mas usada en el tratamiento de la hiperbilirrubinemia neonatal. A pesar de ser simple y eficaz, esta terapia no invasiva requiere precaución y acompañamiento muy de cerca para garantizar la seguridad durante el tratamiento. La eficacia de la Fototerapia depende de la fuente de luz, de la dosis de irradiación y de la área superficial expuesta del cuerpo. Considerando que el espectro de absorción de la bilirrubina en vivo se encuentra en la región de 450 a 490 nm, luz con una longitud de onda correspondiente a la región del azul es considerada la mas eficaz para el tratamiento de la hiperbilirrubinemia neonatal. En este estudio, presentamos el desarrollo de una matriz de *Light Emitting Diode (LED)* con emisión en la región del azul para ser usada en el tratamiento de la hiperbilirrubinemia neonatal por medio de la Fototerapia. La fuente de potencia esta basada en el rectificado SEPIC para garantizar la operación con elevado factor de potencia y mínima ondulación de alta frecuencia en la corriente de entrada.

PALABRAS CLAVE: Fototerapia; *LED*; Hiperbilirrubinemia Neonatal; SEPIC.

AGRADECIMENTOS

Gostaríamos de agradecer em especial à Santa Casa de Misericórdia de Ponta Grossa – PR pelo gentil empréstimo do radiômetro e pelo acesso aos equipamentos de Fototerapia da UTI Neonatal. Agradecemos, também, à UTFPR-PG pelo apoio financeiro.

REFERÊNCIAS

BURGARDT *et al.* Dimmable flicker-free power *LED* lighting system based on a SEPIC rectifier using a regenerative snubber. **IET Power Electronics**, v. 9, n. 5, p. 891-899, 2016.

BURGARDT, I. **Conversor SEPIC empregando um snubber regenerativo associado a um regulador linear de corrente para acionar e controlar LED de potência**. 2015. 106 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Ponta Grossa, 2015.

CAI *et al.* A pilot metabolic profiling study of patients with neonatal jaundice and response to phototherapy. **Clinical Translation Science**, v. 9, p. 216-220, 2016.

CAMPISTOL *et al.* Neurological dysfunction induced by bilirubin. **Neurologia**, v. 27, n. 4, p. 202-211, 2012.

DE CARVALHO, M. Tratamento da icterícia neonatal. **Jornal de Pediatria**, v. 77-Supl. 1, p. 71-77, 2001.

ENWEMEKA, C. S. Antimicrobial Blue Light: An Emerging Alternative to Antibiotics. **Photomedicine and Laser Surgery**, v. 31, p. 509-511, 2013.

ENWEMEKA *et al.* 470 nm blue light kills methicillin-resistant *Staphylococcus aureus* (MRSA) *in vitro*. **Photomedicine and Laser Surgery**, v. 27, p. 221-226, 2009.

ENWEMEKA, C. S.; BUMAH, V. V.; MASSON-MEYERS, D. S. Light as a potential treatment for pandemic coronavirus infections: A perspective. **Journal of Photochemistry and Photobiology, B: Biology**, v. 207, 111891, 2020.

GAN, R.; GUO, Z.; LIN, J. Spectral matching research for light-emitting diode-based neonatal jaundice therapeutic device light source. **Applied Physics B**, v. 120, p. 645-651, 2015.

HANSEN *et al.* Sixty years of phototherapy for neonatal jaundice - from serendipitous observation to standardized treatment and rescue for millions. **Journal of Perinatology**, v. 40, p. 180-193, 2020.

KAPLAN, M.; BROMIKER, R.; HAMMERMAN, C. Several neonatal hyperbilirubinemia and kernicterus: are these still problems in the third millennium? **Neonatology**, v. 100, n. 4, p. 354-362, 2011.

MERITANO *et al.* Comparación de la eficacia de la fototerapia convencional con tubos de luz azul vs LED. **Revista del Hospital Materno Infantil Ramón Sardá**, v. 31, n. 2, p. 57-62, 2012.

PUNARO, E.; MEZZACAPPA, M. A.; FACCHINI, F. P. Acompanhamento sistematizado da hiperbilirrubinemia em recém-nascidos com 35 a 37 semanas de idade gestacional. **Jornal de Pediatria**, v. 87, n. 4, p. 30-306, 2011.

SEBASTIAN *et al.* The determination of the boundaries between continuous and discontinuous conduction modes in PWM DC-to-DC converters used as power factor preregulators. **IEEE Transactions on Power Electronics**, v. 10, n. 5, p. 574-582, 1995.

SIMONETTI, D. S. L.; SEBASTIAN, J.; UCEDA, J. The discontinuous conduction mode Sepic and Cuk power factor preregulators: analysis and design. **IEEE Transactions on Industrial Electronics**, v. 44, n. 5, p. 630-637, 1997.

SUBRAMANIAN *et al.* Evaluation of phototherapy devices used for neonatal hyperbilirubinemia. **Indian Pediatrics**, v. 48, n. 9, p. 689-696, 2011.

ULLAH, S.; RAHMAN, K.; HEDAYATI, M. Hyperbilirubinemia in neonates: types, causes, clinical examinations, preventive measures and treatments: a narrative review. **Iran Journal of Public Health**, v. 45, n. 5, p. 558-568, 2016.

WELCH *et al.* Far-UVC light: A new tool to control the spread of airborne-mediated microbial diseases. **Scientific Report**, v. 8, p. 2752, 2018.

Recebido: 10 de junho de 2020.

Aprovado: 29 de julho de 2020.

DOI:

Como citar: PONTES, J. de A.S. *et al.*, Desenho e análise de uma fonte de luz LED para aplicações em Fototerapia, **Revista Brasileira de Física Tecnológica Aplicada**, Ponta Grossa, v. 7, n.2, p. 01-18, julho. 2020.

Contato: Fulano de Tal: jpontes@alunos.utfpr.edu.br

Direito autoral: Este artigo está licenciado sob os termos da Licença Creative Commons-Atribuição 4.0 Internacional.

