

Embedded System for Lighting Control of LED Light Source Applied to Therapy of Radiofrequency Ablation in Hepatocellular Carcinoma

O. Gaidos, S. Rosa, and J. Ishihara

Abstract—This paper presents the approach of an integrated system for lighting control on medical devices used in the treatment of Radiofrequency Ablation (RFA), which is applied for hepatic cancer. The principal approach in this case is videolaparoscopy, because it's a minimally invasive surgery. One of the important components is the light source. The central idea is help to surgeon with the lighting control of light source used for visual camera with aim monitoring the evolution of ablation in liver and the possible complications that can appear by use RFA in organs or adjacent structures to liver. The purpose of this work is development a LED light source applied to RFA treatment for clinical applications. The light control reaches the minimal requirements of light in laparoscopic surgeries, in this case for a day light LED can to control the light of 0 up to 451 lm, for a white LED can to control the light of 0 up to 672 lm, these values are satisfactory for purpose of this work, and finally the verification was done by specialist physician in the area.

Index Terms—Hepatocellular Carcinoma, LED light source, Microcontroller, Radiofrequency Ablation.

I. INTRODUÇÃO

O hepatocarcinoma ou carcinoma hepatocelular (CHC) é o câncer de fígado primário mais comum, o quarto tipo de câncer mais frequente e a terceira causa mais habitual de morte por câncer em todo o mundo [1]. Nos últimos anos, o aumento do uso de vigilância e melhores modalidades diagnósticas e terapêuticas melhoraram a sobrevida dos pacientes [2;3-4]. O transplante hepático permanece o tratamento definitivo de pacientes com cirrose e CHC; entretanto, a maioria dos pacientes nunca recebe transplante por falta de disponibilidade de órgãos, falta de acesso a um centro de transplante ou incapacidade de atender aos critérios de transplante [5].

Uma técnica muito usada é a terapia de ablação tumoral. A ablação tumoral gera aquecimento dos tecidos biológicos por diferentes métodos podendo ser administrada através de corrente elétrica que passa por eletrodos ou, para as

modalidades de ablação térmica mais aplicadas no tratamento do câncer de fígado, citam-se a ablação por radiofrequência (ARF), laser e electroporação [6-8]. No que se refere a ARF no fígado, que evoluiu para se tornar uma ferramenta bem aceita no tratamento de pacientes oncológicos cada vez mais complexos guiada por imagem. Um exemplo de aplicação comum seria na realização de exames guiados por ultrassom (US) para pacientes com CHC em estágio inicial e que não são candidatos à cirurgia ou transplante [9].

Porém a ARF é um processo autolimitado no tratamento de tumores grandes e tumores em regiões de alta perfusão tecidual devido ao mau aquecimento condutor; à capacidade limitada de superar o resfriamento de tecidos mediado por perfusão limitados pela inexistência de monitoramento por imagem interna similar ao procedimento de videolaparoscopia [7;9-10]. Na videolaparoscopia é utilizada uma câmera interna que projeta em um monitor, o interior da cavidade do abdômen, iluminado por diferentes tecnologias tais como: fonte *Light Emitting Diode* (LED), de laser e de luz xênon [11-15].

No contexto dessas tecnologias as fontes de luz laser são ainda custosas e complexas, pois necessita de um sistema ótico embarcado [16]. Já as fontes xênon fornecem uma alta luminosidade relativa a outras tecnologias chegando desde 1200 lm até 1600 lm, porém gera aquecimento e dissipação de calor – efeito térmico prejudicial dada a potência média utilizada (300 W) [11;17]. Em [15] é apresentado um estudo de como os laparoscópicos esquentam com o uso de uma fonte de luz xênon quando configurada no 100% da potência de saída. Outra limitação está relacionada com a sua ineficiência, esta libera um valor médio de 300 W de potência elétrica, mas só é aproveitado 1 W de potência ótica conforme [14]. Em [18] é apresentada uma comparação entre diferentes fontes de luz comerciais comparando a tecnologia usada (LED, xênon, halogênio), a potência e a temperatura máxima atingida, no caso da fonte LED a potência foi 175 W e temperatura máxima de 44.6 °C.

Em relação à intensidade luminosa apropriada para aplicações médicas existem diferentes limiares, por exemplo, para laparoscopia robótica é 200 lm [19-20], para microscopia é 170 lm [21], para endoscopia é 160 lm [22], para aplicações em geral é 250 lm [23]. No caso aplicado ao tratamento de ARF no câncer de fígado não foi encontrado esse limiar, sendo necessário realizar ensaios *in-vivo* em modelos suínos e

O. F. Gaidos and J. Y. Ishihara, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília D.F., Brasil (e-mail: ogaidos@gmail.com e ishihara@ene.unb.br).

S.R.F. Rosa, Departamento de Engenharia Biomédica, Universidade de Brasília, Brasília D.F. Brasil (email: suelia@unb.br).

avaliação qualitativa por uma médica-veterinária.

Este artigo apresenta o desenvolvimento e avaliação de um protótipo de uma fonte de luz LED de potência de saída média de 70 W, usando dois tipos diferentes de módulos LED, atingindo o valor máximo de intensidade luminosa aproximadamente de 451 lm para o módulo LED luz dia (MLD), e 672 lm para o módulo LED branco (MLB), finalmente cada um foi acoplado a uma câmera visual digital para uso em procedimento de ablação por ARF. Assim, durante o procedimento pode-se minimizar os insucessos relacionados a ARF. Pois permitirá a visualização dos órgãos adjacentes, veias e dimensões do tumor e ainda durante o procedimento acompanhar a eficiência da ablação realizada, com a percepção visual, do volume ablado.

II. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

A. Ablação por Radiofrequência

A energia térmica é aplicada ao nódulo através de um eletrodo, que gera calor através de corrente alternada fornecida por um gerador de radiofrequência. A passagem de corrente alternada pelos tecidos cria uma fricção ao nível molecular. O aumento da temperatura intracelular gera calor intersticial localizado. À temperatura acima de 60 °C, proteínas celulares rapidamente se desnaturam e coagulam, resultando em lesão celular. O eletrodo pode ser posicionado por ultrassonografia, tanto de forma percutânea (através da pele) ou durante a cirurgia [24].

B. Abordagens Cirúrgicas em ARF

No procedimento cirúrgico de ARF no fígado existem 3 tipos de abordagens: percutânea, laparotomia (cirurgia aberta) e laparoscopia (cirurgia minimamente invasiva). O principal objetivo em cada uma das abordagens de ARF é a capacidade de dar segurança para atingir uma ablação de tumor completa com adequadas margens de segurança. A escolha destas diferentes abordagens deve ser avaliada para cada paciente individualmente baseado no volume do tumor e sua localização [25].

A abordagem percutânea deveria ser considerada para pacientes cirróticos com pequenos tumores (< 3 cm), estágios iniciais de CHC especialmente na periferia do fígado. As lesões na cúpula do fígado geralmente não são acessíveis desde a abordagem percutânea. Pacientes sob abordagem percutânea requerem sedação monitorada e são dados de alta no hospital dentro das 24 horas depois do procedimento cirúrgico [26].

As vantagens de ARF percutânea incluem menor invasividade, reduz o pós-operatório, curta hospitalização, redução de custos e baixo desconforto na repetição do procedimento. Porém a cirurgia invasiva permite ter um melhor estagiamento (avaliação das diferentes fases) do câncer, evita lesões em órgãos adjacentes, tem acessibilidade a todas as regiões do fígado com melhor aplicação de eletrodos de ARF em termos da direção aplicada, e criação de zonas de ablação sobrepostas para grandes tumores. A cirurgia aberta em ARF permite executar simultaneamente reseção em outros órgãos. Sua desvantagem é a necessidade de anestesia geral, aumento da invasividade e longa duração no período de hospitalização [25].

A abordagem cirúrgica de ARF é geralmente aplicada a pacientes com tumores múltiplos e maiores na faixa desde 3 cm a 5 cm ou para os quais estão perto de vasos longos. A ARF cirúrgica permite a oclusão temporária da artéria hepática e veia porta, a manobra de Pringle's, a qual praticamente para todo o fluxo sanguíneo ao fígado. Como o efeito de resfriamento desde o fluxo sanguíneo é minimizado, tumores longos são mais apropriados a ter uma ablação completa. As desvantagens de ARF aberta são similares às relacionadas com cirurgias abertas, como procedimento mais caro, requer anestesia geral e longos períodos de hospitalização, e está associado com mais dor post-operatório [25].

A ARF laparoscópica é atualmente mais comumente adotada que a ARF aberta. A laparoscopia é um tratamento confiável para tumores de fígado em localizações profundas, para nódulos superficiais a órgãos adjacentes, ou para múltiplas lesões [25].

A laparoscopia é uma cirurgia minimamente invasiva no abdômen, na qual são feitas pequenas incisões e é usado gás carbônico para insuflar a barriga e ter acesso aos órgãos internos, o eletrodo de ARF é guiado por US, neste procedimento também pode ser usada uma câmera visual que pode transmitir as imagens internas da cirurgia num monitor, abordagem chamada videolaparoscopia [27].

Na videolaparoscopia é necessário iluminar a cavidade do abdômen do paciente, para isto são utilizadas diferentes tecnologias como fonte de luz xênon, LED ou laser. Este trabalho foi focado em projetar uma fonte de luz LED para a câmera visível no procedimento de ARF no fígado, assim foi encontrada a luminosidade máxima de dita fonte e avaliada por meio de testes em suínos.

III. MATERIAIS E MÉTODOS

Nesta seção serão descritas as etapas e procedimentos relacionados à proposta de construção do dispositivo da Fonte LED, projetado e simulado na plataforma ISIS de Proteus; calibrado e implementado em bancada com ensaio *in vivo*.

A. Testes em Animais - Modelo Porcino

Os testes *in vivo* foram realizados no centro cirúrgico de animais do departamento de medicina da Pontifícia Universidade Católica de Goiás (PUC-GO). Estes experimentos foram realizados sob a observância dos preceitos da Diretriz da Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA) e na Lei nº 11.749, de 2008, regulamentada pelo Decreto nº 6.899, de 15 de julho de 2009, protocolo 12/2017.

A amostra para os experimentos *in vivo* foi composta por quatro fêmeas suínas, saudáveis, com 5 meses de idade, com 15 a 20 kg. Os animais foram anestesiados com 5 mg de Ketamina Hidroclorídica, com manutenção anestésica por via inalatória de isoflurano. Devido ao tempo de procedimento cirúrgico foi realizada intubação endotraqueal e suplementação de oxigênio. Para acesso ao fígado da amostra foi realizada incisão no tórax para exposição do fígado. No total foram realizadas 7 ablações em 4 suínos. Não foi realizada a manobra de pringle, que consiste em interromper o fluxo sanguíneo por um período, pois se desejava avaliar o sistema, mesmo com a perda de calor causada pela perfusão

sanguínea. Todo o procedimento foi acompanhado por uma médica veterinária da PUC-GO.

B. Materiais para a Implementação da Fonte LED

Para o controle de tráfego de dados relacionados a luminosidade, foi usado o microcontrolador de 8 bits e referência MC9S08PA32VLF da empresa NXP (atual Qualcom). Foi desenvolvido um programa em linguagem C utilizando a plataforma de desenvolvimento Code Warrior Development Studio 10.7.

Para o controle de luminosidade dos módulos LED foi usada a placa de desenvolvimento LM3433 da empresa Texas Instruments, que é projetada para fornecer uma corrente constante na faixa de 4 A até 20 A. Requer 2 tensões de operação +5 V (fornecido pelo chip LM5002) para os circuitos de controle e -12 V para fornecer a entrada de potência principal. Inicialmente a corrente de saída é configurada no mínimo aproximadamente de 4 A que pode ser regulada até 20 A usando um potenciômetro no sinal ADJ, regulando a luminosidade do LED ligado aos pinos LED+ e LED-. O sinal EN serve para ligar e desligar a placa de desenvolvimento aplicando uma tensão externa digital. O sinal DIM usado como pino de programação com intensidade pulsada dos LEDs não foi usado, por tal motivo esse sinal esta desligado.

O principal componente da placa de desenvolvimento é o chip LM3433. Os principais sinais de controle para este circuito integrado são: ADJ e EN. Onde ADJ é o sinal de entrada de tensão que deve estar na faixa de 0 a 1,5 V (quesitos do fabricante) para isto foi utilizado um acoplador ótico com o intuito de isolar eletricamente dito sinal e também foram utilizados amplificadores operacionais para que a saída de tensão estivesse na faixa mencionada anteriormente. EN é o sinal de ativação do LM3433 o qual foi configurado em 1 por meio de um acoplador ótico. O sinal ADJ* é um sinal de PWM (modulação por largura de pulso), regulado de 0% até 100% para controlar a luminosidade do LED. Além disso, a placa de desenvolvimento LM3433 é alimentada com -12 V e tem o regulador de tensão LM5002 que fornece uma diferença de potencial na saída de +5V obtido desde uma tensão de entrada de -12V, conforme Fig. 1.

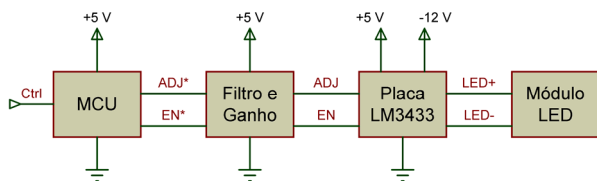


Fig. 1. Diagrama de blocos do sistema geral. O sinal Ctrl serve para controlar manualmente a luminosidade por meio de um potenciômetro. O bloco MCU é o microcontrolador MC9S08PA32VLF. A Placa LM3433 faz referência à placa de desenvolvimento que esta ligada ao módulo LED. Os blocos são alimentados por +5 V e/ou -12 V.

No circuito eletrônico foi usada uma fonte comercial específica para dispositivos eletromédicos RPS-160-12 de 160 W e saída de 12 V da empresa Mean Well. Já que a placa de desenvolvimento LM3433 é alimentada com -12 V e +5 V, foi decidido só usar os +12 V da fonte RPS-160-12 e usar o circuito integrado LM5002 para obter +5 V a partir de -12 V. Vide Fig. 2.

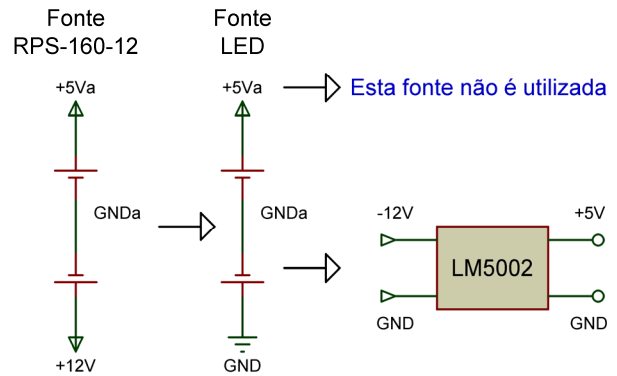


Fig. 2. Esquemático relacionado com as fontes de alimentação do sistema.

Para a iluminação na cavidade interna do paciente foram usados dois tipos de módulos LED. O MLB com referência CBT-140-WCS-L16-UA120 da empresa Luminus Devices, o qual tem um fluxo máximo em 21 A de 3680 lm. O MLD com referência CBT-140-WDH-L16-RA220 tem um fluxo máximo em 21 A de 2420 lm. Para o fornecimento da corrente (até 20 A) e a tensão necessária na placa de desenvolvimento LM3433 foi usada a fonte de alimentação RPS-160-12 certificada para aplicações médicas, que tem uma faixa de corrente até 25 A e tensão de 12 V atingindo os quesitos do chip LM3433.

C. Desenvolvimento do Hardware

Desde o microcontrolador foi gerado um sinal PWM (16 bits) de 30 kHz. Baseado no datasheet do LM3433, o sinal ADJ deve estar na faixa de 0,3 V até 1,5 V. Para tanto, o sinal PWM de saída ADJ* é gerado por um microcontrolador passando por um isolador ótico para, por meio dos amplificadores operacionais (A) e (B) usando o LM358D, converter o sinal de 5 V pulsado em um sinal contínuo de 0 V até 1 V. Assim no pino ADJ do LM3433 tem-se o sinal na faixa requisitada pelo datasheet (vide Fig. 3).

O componente U1 é o microcontrolador (MCU) onde o sinal de um potenciômetro de entrada Pot_in (para controlar a luminosidade) é ligado ao conversor analógico digital do MCU. Dependendo do valor da entrada, uma saída é gerada por meio do PWM, este sinal é ligado ao componente U2 que é um acoplador ótico com o intuito de isolar os sinais do microcontrolador respeito dos sinais nos amplificadores operacionais. O LM358(A) serve para passar um sinal PWM de 5 V para um sinal contínuo de 1,5 V, o LM358(B) serve para passar um sinal contínuo de 1,5 V para 1 V. Esse sinal de 1 V é ligado ao ADJ do componente U3. A placa de desenvolvimento LM3433 (U3) serve para gerenciar altas correntes para os módulos LED. A alimentação necessária é +5 V e -12 V. O sinal de ajuste da luminosidade no LED é ADJ. Também é necessário um sinal para ativação EN do componente U3. Finalmente é ligado um módulo LED nos pinos LED+ e LED-, conforme Fig. 3, onde é apresentado o estágio de acondicionamento do sinal de PWM usado no pino ADJ do LM3433.

O sinal ADJ* vai controlar a intensidade luminosa do LED, na Fig. 4 é apresentado um filtro passa baixas para filtrar o sinal de PWM de 400 Hz (sinal ADJ*) e obter um sinal contínuo.

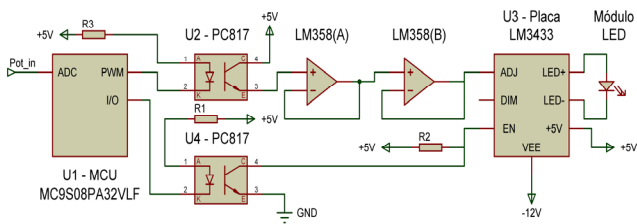


Fig. 3. Esquemático dos principais sinais do sistema da fonte de luz LED.

Neste caso o filtro tem uma frequência de corte de 33 Hz, caso contrário se a frequência de corte for maior tem-se um sinal ainda oscilante. Além disso, no mesmo amplificador operacional foi configurado o ganho do circuito para passar do valor máximo de 5 V para -1,5 V (isto porque foi utilizado um circuito inversor). Finalmente um outro amplificador operacional (U5) é usado com o intuito de inverter novamente o sinal (ou seja, que fique positivo) e o ganho foi configurado em 1. Lembrando que o sinal ADJ é ligado para a placa LM3433. No final a saída ADJ tem um valor máximo em corrente contínua (CC) de +1,5 V (quesito de entrada da placa LM3433).

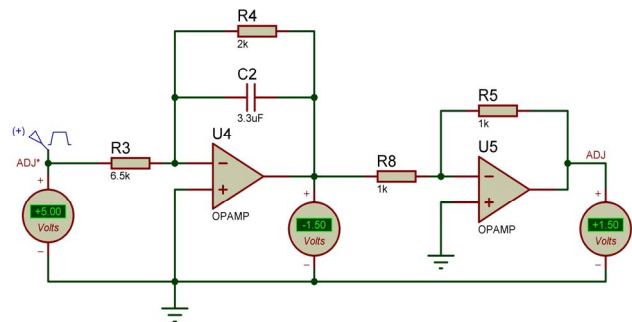


Fig. 4. Filtro ativo passa baixas de 33 Hz, para filtrar o sinal de PWM e obter um sinal analógico de 0 até 1,5 V.

Para o controle da luminosidade do LED foi usado um potenciômetro de 10 k Ω junto ao módulo de conversão analógica digital (ADC) de 16 bits do MCU. Segundo o valor de entrada do potenciômetro é regulada a saída do ciclo útil do PWM do microcontrolador.

A projeção do tempo de vida médio do LED depende da temperatura de funcionamento. A máxima temperatura suportada pelo módulo LED é 150 °C, sendo este um parâmetro importante relacionado com o fluxo luminoso relativo e o tempo de vida. Para obter uma durabilidade do LED entre 20000 e 40000 horas (aproximadamente 4,5 anos de uso contínuo) foram definidos alarmes para uma temperatura inicial em 100 °C e uma temperatura final de 120 °C. Deste último patamar, como medida de proteção, o módulo LED é desligado desde o microcontrolador, além disso entre 100 e 120 °C tem-se uma eficiência do fluxo luminoso entre 95% e 100%. Para o cálculo da dita temperatura foi usado um termistor que está montado no módulo LED. Estes cálculos foram estudados e analisados com base no *datasheet* do fabricante dos módulos LED. O módulo LED tem que ser utilizado com ventoinha e dissipador de calor já que este tem muito aquecimento pelo fato de ter correntes até 11 A, que passam pelo módulo LED.

IV. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Para verificar o funcionamento do protótipo, as variáveis do sistema foram calibradas com o instrumento padrão BTS256-LED Tester da empresa *Gigahertz Optik* utilizado para medir a luminosidade. O erro de precisão (desvio padrão σ) para o protótipo usando o MLB é apresentado na Fig. 5. A referência de luminosidade é medida usando o instrumento padrão em 482,3 lm usando 25 amostras.

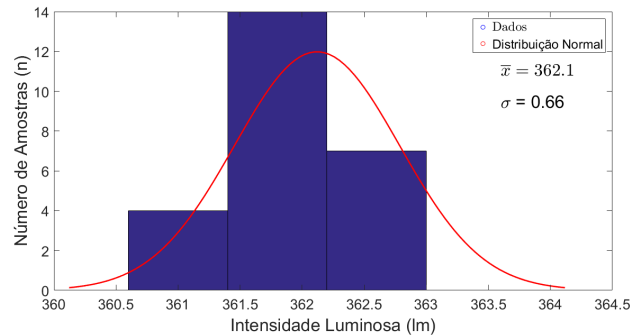


Fig. 5. Histograma e cálculo estatístico para um valor de referência de luminosidade de 482,3 lm. O valor da média aritmética é 362,1 lm e o desvio padrão é 0,66.

Da Fig. 5 pode ser observado que o desvio padrão, ou seja, a precisão relacionada à luminosidade é 0,66. Então por exemplo para um valor de 362,1 lm tem-se a incerteza que o valor da luminosidade fica na faixa de $362,1 \pm 0,66$ lm.

O erro estático da luminosidade para o valor da média aritmética (\bar{x}) é:

$$\begin{aligned} \text{Erro Estático} &= |\text{valor medido (protótipo)} - \text{valor real}| \\ \text{Erro Estático} &= |362,1 - 382,2| = 20,1 \end{aligned}$$

Baseado no *datasheet* do fabricante, o erro estático esta dentro da faixa de tolerância do MLB.

A relação entre a variável de entrada (tensão de entrada do protótipo) e a variável de saída (luminosidade) é a curva de calibração do sistema. A curva de calibração da intensidade luminosa (lm) vs tensão de entrada (V) é apresentada na Fig. 6 para o MLB.

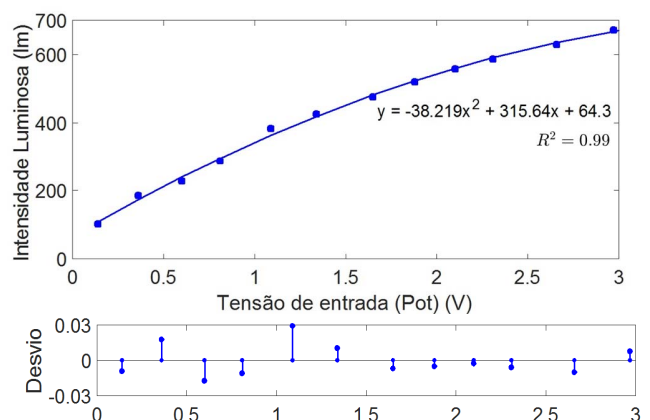


Fig. 6. Intensidade Luminosa (lm) vs Tensão de entrada (V). Neste caso foi utilizado o MLB chegando a um máximo de luminosidade de 672 lm para uma entrada de tensão de 3 V. Na aproximação para a curva de calibração foi usada uma equação polinomial de ordem 2. A figura embaixo apresenta o desvio máximo de 0,029 para a tensão de 1,09 V.

O erro de precisão (desvio padrão σ) para o protótipo usando o MLD é apresentado na Fig. 7. A referência de luminosidade é medida usando o instrumento padrão em 382,3 lm usando 25 amostras.

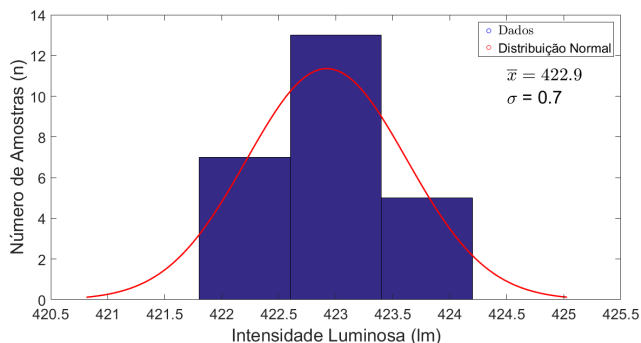


Fig. 7. Histograma e cálculo estatístico para um valor de referência de luminosidade de 434,1 lm. O valor da média aritmética é 422,9 lm e o desvio padrão é 0,7.

Da Fig. 7 pode ser observado que o desvio padrão, ou seja, a precisão relacionada à luminosidade é 0,7. Então por exemplo para um valor de 422,9 lm tem-se a incerteza que o valor da luminosidade fica na faixa de $422,9 \pm 0,7$ lm.

O erro estático da luminosidade para o valor da média aritmética (\bar{x}) é:

$$\begin{aligned} \text{Erro Estático} &= |\text{valor medido (protótipo)} - \text{valor real}| \\ \text{Erro Estático} &= |422,9 - 434,1| = 11,2 \end{aligned}$$

Baseado no datasheet do fabricante, o erro estático esta dentro da faixa de tolerância do MLD.

A curva de calibração da intensidade luminosa (lm) vs tensão de entrada (V) é apresentada na Fig. 8 para o MLD.

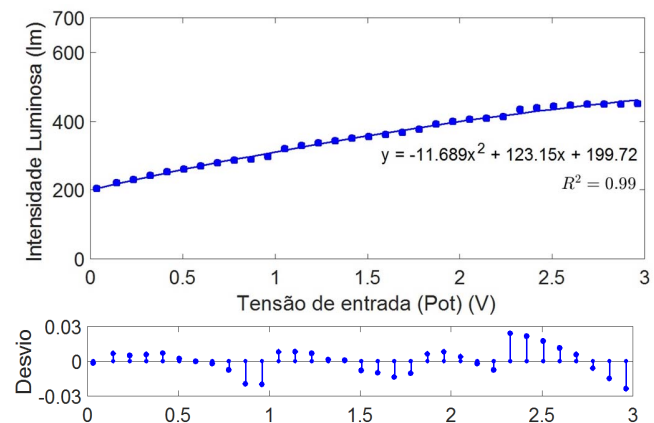


Fig. 8. Intensidade Luminosa (lm) vs Tensão de entrada (V). Neste caso foi utilizado o MLD chegando a um máximo de luminosidade de 451 lm para uma entrada de tensão de 3 V. Na aproximação para a curva de calibração foi usada uma equação polinomial de ordem 2. A figura embaixo apresenta o desvio máximo de 0,024 para a tensão de 2,33 V.

Interpretando as Fig. 6 e Fig. 8, é deduzido que as curvas são não lineares, portanto aplicou-se a aproximação por equação polinomial de ordem 2. No MLB o limiar máximo de luminosidade foi 672 lm. No MLD a luminosidade máxima atingida foi 451 lm.

O protótipo foi testado em laboratório e a experimentação animal em modelos suínos (protocolo CEUA aprovado). Foram feitos testes em diferentes tipos de percentagem da luminosidade de 0% até 100%. Não foi concluído qual percentagem é a mínima para visualização clínica.

É importante analisar a faixa espectral das fontes de luz. O espectro visível está na faixa de 400 nm até 750 nm, o azul está entre 440 e 485 nm, o amarelo está entre 570 e 590 nm, e o vermelho está entre 625 e 740 nm, baseado no *datasheet* dos LEDs. O MLD possui uma resposta espectral maior em magnitude em certas faixas respeito do módulo branco e tem um pico em 450 nm. O MLB possui resposta espectral menor em magnitude em certas faixas respeito do MLD e tem um pico em 450 nm. Mesmo assim, ainda que pareça que a amplitude de resposta do MLD parece melhor, ao comparar os LEDs utilizados a intensidade de fluxo luminoso foi maior para do MLB. Isto ocorre porque, segundo as especificações do fabricante, o MLB chegava a um fluxo máximo de 3955 lm e o MLD chegava a um fluxo máximo de 2420 lm.

O conteúdo espectral total de “brancura” das fontes luminosas é apresentado pelas coordenadas de cromaticidade no diagrama de espaço de cor CIE 1931. Os dois módulos LEDs testados foram similares à “luz dia media” representada pelo padrão CIE D65 que tem as coordenadas de cromaticidade de (0,31, 0,33) apresentadas no *datasheet* dos LEDs. O MLB, tem as coordenadas de cromaticidade aproximadamente de (0,305, 0,315). O MLD, tem as coordenadas de cromaticidade aproximadamente de (0,33, 0,335).

Analisando as coordenadas de cromaticidade e sabendo que a temperatura próxima à superfície solar é 5700 K, pode-se sugerir que o adequado é o MLD por ter as coordenadas de cromaticidade perto de essa temperatura também. No entanto ao avaliar a saída em lumens, a fonte de luz branca chega ao valor máximo de 672 lm e a fonte de luz dia chega ao valor máximo de 450 lm. Se só for feita a avaliação pelos lumens de saída seria escolhido o MLB, mas deve-se ter em conta que ditas imagens são usadas para ser interpretadas por seres humanos e que a evolução do sentido da visão está baseada na luz do sol. Ao analisar a iluminação com os dois módulos LED não se tem uma diferença tangível na imagem mostrada no monitor de visualização, mesmo assim tem-se uma preferência pelo MLD, isto seria explicado pelo fato de que o espectro de luz deste módulo é maior em magnitude em algumas faixas respeito ao MLB.

Também é importante que quando foram feitos testes perto e longe do objeto alvo, a imagem não apresentou saturação, mas é importante ressaltar que este fenômeno (saturação) acontece com fontes que geram maior número de lumens de saída e, portanto, também geram mais calor nos cabos de fibra ótica e podem gerar lesões por excesso de calor para o paciente. Lembrando que as fontes xênon apresentam este fenômeno e podem chegar até 1600 lm.

Na Fig. 9 e Fig. 10, podem ser observados os resultados da intensidade luminosa configurada no 100% para o MLB e o MLD respectivamente. Segundo as estruturas anatômicas que sejam iluminadas, pode ser analisado que as áreas altamente refletivas fazem referência á gordura e as áreas altamente absorventes estão relacionadas à existência de sangue.



Fig. 9. Imagem da cavidade interna de um suíno para uma intensidade luminosa configurada no 100% usando o MLB.



Fig. 10. Imagem da cavidade interna de um suíno para uma intensidade luminosa configurada no 100% usando o MLD.

V. CONCLUSÃO

Foi implementado um sistema de controle de luminosidade pautado para aplicações clínicas, especificamente para cirurgia videolaparoscópica aplicados na terapia de ARF no câncer de fígado. O sistema foi projetado e simulado na plataforma ISIS de Proteus e depois calibrado e implementado em bancada. Para a configuração de saída de 100% da luminosidade foram obtidos 672 lm para o MLB e 451 lm para o MLD. Foram feitos testes na luminosidade mínima e na luminosidade máxima (na prática clínica a fonte de luz sempre é usada no máximo patamar), procurando qual seria a mínima luminosidade necessária na cirurgia, mas baseado na avaliação visual médica não é possível distinguir esses dois limiares. Baseados nas imagens os resultados são satisfatórios, já que ao diminuir a potência de saída para 70 W respeito de uma fonte de luz xênon (300 W) pode-se também diminuir o calor gerado que pode causar danos para o paciente, seria interessante estudar outros módulos LEDs com diferentes coordenadas do sistema CIE, com o intuito de estudar outras faixas espectrais que poderiam diferenciar as diferentes estruturas anatômicas existentes.

REFERÊNCIAS

[1] J. Ferlay, H.R. Shin, F. Bray, D. Forman, C. Mathers and D.M. Parkin, "Estimates of worldwide burden of cancer in 2008: GLOBOCAN 2008," *Int J Cancer* 2010, 127(12), pp. 2893–917.

[2] J.A. Davila, J.R. Kramer, Z. Duan, P.A. Richardson, G.L. Tyson, Y.H. Sada, F. Kanwai, H.B. El-Serag, "Referral and receipt of treatment for hepatocellular carcinoma in United States veterans: effect of patient and nonpatient factors," *Hepatology* 2013, 57(5), pp. 1858–68.

[3] K.H. Han, D.Y. Kim, J.Y. Park, S.H. Ahh, J. Kim, S.U. Kim, J.K. Kim, K.S. Lee and C.Y. Chon, "Survival of hepatocellular carcinoma patients

may be improved in surveillance interval not more than 6 months compared with more than 6 months: a 15-year prospective study," *J Clin Gastroenterol* 2013, 47(6), pp. 538–44.

[4] I.R.R. Silva, R.A. de Araujo Fagundes, and T.S.M.C. de Farias, "Techniques For Automatic Liver Segmentation In Medical Images of Abdomen," *IEEE Latin America Transactions*, 16(6), pp. 1801-1808, 2018.

[5] W.R. Kim, G.J. Gores, J.T. Benson, T.M. Therneau and L. J. Melton, "Mortality and hospital utilization for hepatocellular carcinoma in the United States," *Gastroenterology* 2005, 129(2), pp. 486–93.

[6] N. Govindarajan, P.J. Hosein, G. Arora, K.J. Barbery, T. Froud, A.S. Livingstone, D. Franceschi, C.M. Rocha and J. Yrizarry, "Percutaneous irreversible electroporation for downstaging and control of unresectable pancreatic adenocarcinoma," *J Vasc Interv Radiol* 2012, 23(12), pp. 1613–21.

[7] M. Faroja, M. Ahmed, L. Appelbaum, E. Bem-David, M. Moussa, J. Sosna, I. Nissenbaum, S.N. Goldberg, "Irreversible electroporation ablation: is all the damage nonthermal?," *Radiology* 2013, 266(2), pp. 462–70.

[8] Krokidis, M., and Hatzidakis, A, "Ablative Techniques for Image-Guided Thermal Ablation," *Digestive Disease Interventions*, 2019.

[9] J. Chiang, K. Hynes, C.L. Brace. "Flow-dependent vascular heat transfer during microwave thermal ablation," *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2012, 2012, pp. 5582–5.

[10] R. K. MISHRA, "Textbook of practical laparoscopic surgery," JP Medical Ltd, 2013.

[11] F. Aksoy, R. Dogan, O. Ozturan, S.B. Eren, B. Veyseller and O. Gedik, "Thermal effects of cold light sources used in otologic surgery," *European Archives of Oto-rhino-laryngology*, v. 272, n. 10, pp. 2679-2687, 2015.

[12] N.T. Clancy, R. Li, K. Rogers, P. Driscoll, P. Excel, R. Yandle, G. Hanna, N. Copner, D.S. Elson, "Development and evaluation of a light-emitting diode endoscopic light source," *Advanced Biomedical and Clinical Diagnostic Systems X, International Society for Optics and Photonics*, 2012, pp. 82140R.

[13] N.T. Clancy, J. Clark, D.P. Noonan, G.Z. Yang, D.S. Elson, "Light Sources for single-access surgery," *Surgical innovation*, v. 19, n. 2, pp. 134-144, 2012.

[14] T. Ito, T. Kubota, A. Takagi, T. Watanabe, K. Futai, T. Furukawa, S. Kakehata, "Safety of heat generated by endoscope light sources in simulated transcanal endoscopic ear surgery," *Auris Nasus Larynx*, v. 43, n. 5, pp. 501-506, 2016.

[15] G.M. Bilgerig, J. R. Martinez, S.A. Salinas, V.Z. Perez, J.J. Padilla and M. J. Betancur, "Teleoperated robotic system with application in laparoscopic training: Peg transfer test," *IEEE Latin America Transactions*, 14(7), pp. 3178-3184, 2016.

[16] T. Sato, M.S. Baknit, K. Suzuki, J. Sakuma, M. Fujii, Y. Murakami, Y. Ito, T. Sugano and K. Saito, "Utility and safety of a novel surgical microscope laser light source," *PloS one*, v. 13, n. 2, p. e0192112, 2018.

[17] Dundar, R., Bulut, H., Yükkaldiran, A., Güler, O. K., Demirtaş, Y., Iynen, I., Bozkus, F., Soy, F. K. "Temperature rises in the round window caused by various light sources during insertion of rigid endoscopes: an experimental animal study," *Clinical Otolaryngology*, 41(1), pp. 44-50, 2016.

[18] Mitchell, S., and Coulson, C, "Endoscopic ear surgery: a hot topic?," *The Journal of Laryngology and Otology*, 131(2), 117-122, 2017.

[19] Liu, X., Yazdanpanah, R. A., Zuo, T., Guan, Y., Mancini, G. J., and Tan, J., "Design and Test of an In-Vivo Robotic Camera Integrated with Optimized Illumination System for Single-port Laparoscopic Surgery," In 2018 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA) (pp. 1392-1397), IEEE, 2018.

[20] Liu, X., Abdolmalaki, R. Y., Mancini, G. J., and Tan, J, "Optical design of an in vivo laparoscopic lighting system," *Journal of biomedical optics*, 22(12), 125003, 2017.

[21] Wessels, J. T., Pliquet, U., and Wouters, F. S, "Light-emitting diodes in modern microscopy—from David to Goliath?," *Cytometry Part A*,

81(3), 188-197, 2012.

- [22] Blaszcak, U. J., Gryko, L., and Zajac, A, "Tunable white light source for medical applications," *Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments 2017* (Vol. 10445, p. 104453Y). International Society for Optics and Photonics, 2017.
- [23] Masui, S., Yamamoto, T., and NAGAHAMA, S. I, "A white light source excited by laser diodes," *Electronics and Communications in Japan*, 98(5), 23-27, 2015.
- [24] CORRÊA, D. Câncer de Fígado. *Cirurgia Oncológica*. Acesso em: 23/11/2018. Disponível em: <<http://www.cirurgiadocancer.com/index.php?codpagina=00032433>>.
- [25] CHEN, M. et al. Radiofrequency Ablation for Small Hepatocellular Carcinoma. China: Springer, 2016.
- [26] NAUGLER, W. Hepatocellular carcinoma: Targeted therapy and multidisciplinary care kellym. mcmasters and jean-nicolas vauthey, editors. *Journal of gastrointestinal oncology*, AME Publications, v. 2, n. 2, p. 122, 2011.
- [27] Mishra MISHRA, R. K. *Textbook of practical laparoscopic surgery*. JP Medical Ltd, 2013.



Oscar Fernando Gaidos Rosero possui Ensino Médio, do Colégio Marista Champagnat, Pasto, Colômbia. Possui graduação em Engenharia Física pela *Universidad del Cauca* (UNICAUCA), Popayán, Cauca, Colômbia em 2008, obteve o grau de Mestre em Engenharia de Sistemas Eletrônicos e Automação na Universidade de Brasília (UnB), Brasília,

Distrito Federal, Brasil em 2012. Doutor em Engenharia de Sistemas Eletrônicos e Automação na Universidade de Brasília (UnB), Brasília, Distrito Federal, Brasil em 2018. Possui experiência atuando nos seguintes temas: Instrumentação, Sistemas embarcados (Microcontroladores (NXP, PIC, AVR e Arduino), FPGA, Sistemas Híbridos Reconfiguráveis), com ênfase em integração de sistemas hardware e software, Microeletrônica, PCB (Printer Circuit Board - Altium, Eagle), Equipamentos Eletromédicos, Compatibilidade Eletromagnética e Processamento Digital de Imagens. <http://lattes.cnpq.br/4828113889803115>.



Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa possui graduação em Engenharia Eletrônica pela Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho (2001), Mestrado em Engenharia Eletrônica – Mecatrônica – Instituto Tecnológico de Aeronáutica (2005). Doutorado em Engenharia Eletrônica – Biomédica pela Universidade de Brasília (2008). Pós-

doutorado (2013) no *Media Lab no Massachusetts Institute of Technology* (MIT). Tem experiência na área de Engenharia Biomédica, atuando principalmente em Modelagem de Sistemas Fisiológicos via *Bond Graph*, Construção e Licenciamento de Dispositivos Médicos, Biomaterial Látex aplicado a Neoformação Tecidual, Feridas, Câncer Hepático e Ensaio Clínico. <http://lattes.cnpq.br/1154673226500318>.



João Yoshiyuki Ishihara possui graduação em Engenharia Elétrica na Universidade de São Paulo (USP), São Paulo, São Paulo, Brasil em 1990, obteve o grau de Mestre em Engenharia Elétrica na Universidade de São Paulo (USP), São Paulo, São Paulo, Brasil em 1996, obteve o grau de Doutor em Engenharia Elétrica na Universidade de São Paulo (USP), São Paulo, São Paulo, Brasil em 1998. Realizou estágio pós-doutoral na Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo entre 1998 e 2002 e na Universidade da Califórnia em Los Angeles entre 2015 e 2016. Desde 2004 é professor do Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade de Brasília. Tem experiência na área de Engenharia Elétrica, com ênfase em Controle de Processos Eletrônicos, Retroalimentação, atuando principalmente nos seguintes temas: controle e filtragem robustos, sistemas descritores, sistemas com saltos markovianos, sistemas híbridos e quaternions duais. <http://lattes.cnpq.br/6509594616230305>.