

DESENVOLVIMENTO DO CIRCUITO PARA AQUISIÇÃO DE SINAL EM UM OXÍMETRO

Kléber Macedo Cabral, Sandrerley Ramos Pires

Universidade Federal de Goiás, Escola de Engenharia Elétrica, Mecânica e Computação, Goiânia – Goiás,
klebermc1@gmail.com, sandrerley@hotmail.com

Dulcinéia Gonçalves Ferreira Pires

Instituto Federal de Goiás, Campus Anápolis - GO
dulcineiapires@hotmail.com

Resumo – Nas atividades de monitoramento de pacientes em leito hospitalar, destaca-se o monitoramento da oxigenação sanguínea do paciente, sendo que esta informação é obtida através de um dispositivo chamado de oxímetro. O foco deste artigo é apresentar os resultados de um projeto de construção de um oxímetro e discutir as dificuldades encontradas durante a elaboração do seu circuito de amplificação, dado que o mesmo trabalha com sinais de pequena amplitude e com elevados níveis de ruído e de instabilidade. Alguns problemas foram encontrados no processo de construção do dispositivo, como fatores relativos aos componentes internos, interferências externas, até variações no ambiente físico, como por exemplo o tom da pele do indivíduo que está usando o aparelho. Assim, este trabalho foca no repasse de conhecimentos adquiridos no desenvolvimento do dispositivo.

Palavras-Chave - circuitos amplificadores, oxímetro, transimpedância.

DEVELOPMENT OF CIRCUIT FOR SIGNAL ACQUISITION IN A PULSE OXIMETER

Abstract – Among the activities of patients monitoring in the hospital, the blood oxygenation measuring is one the most important. The focus in this paper is to present the results of an oximeter construction project, and discuss the founded difficulties during the conception of its amplification circuit. This kind of circuit works with small signals with high noise and instability. During the device construction process, we found some important problems, as meaning the components, external factors, and relative to variations on physical environment, as the skin tone of the person who is using the oximeter. Thus, this work focuses on repass the knowledge acquired in the device development.

Keywords – amplifier circuits, oximeter, transimpedance.

NOMENCLATURA

DC Sinal de corrente direta ou corrente contínua
AC Sinal de corrente alternada

I. INTRODUÇÃO

Ao se realizar a monitoração dos sinais vitais de um paciente em um leito hospitalar a fim de garantir o seu bem estar, alguns sinais vitais são importantes e devem ser avaliados, tais como o nível de oxigenação sanguínea, os batimentos cardíacos, a temperatura corporal e a pressão do sangue. Este artigo reporta aspectos ligados ao processo de medição do nível de oxigenação. Mensurar o nível de oxigenação no sangue foi, historicamente, uma tarefa difícil de realizar, além de invasiva, pois isso era feito através da dissolução do sangue em reagentes químicos e a subsequente medição das pressões parciais dos gases resultantes da reação. Processos como este são relativamente lentos, podendo levar mais de 20 minutos, o que para certas situações de monitoramento é um tempo muito longo, visto que alguns tecidos não podem ser submetidos à ausência de oxigênio por tanto tempo.

Os recursos tecnológicos atuais permitem mensurar em um curto período de tempo o nível de oxigenação de um paciente [1]. Tais dispositivos recebem o nome de Oxímetro e utilizam a relação entre os níveis absorção da luz vermelha e da luz infravermelha nos tecidos do corpo do humano para mensurar a quantidade de oxigênio no sangue.

Objetivo principal do artigo é apresentar o processo de desenvolvimento do circuito eletrônico capaz de captar a variação no grau de oxigenação sanguínea de pacientes.

Circuitos que lidam com sinais de pequena grandeza, como os sinais tratados neste trabalho, são geralmente complexos de serem projetados. Desta forma, este artigo propõe-se a apresentar a concepção do circuito amplificador de dois estágios para tratamento do sinal do oxímetro, abordando os problemas e os fatores que podem afetar o bom funcionamento do circuito.

II. OXÍMETROS DE PULSO

Oxímetros são atualmente o método mais utilizado para a medição do nível de oxigenação sanguínea, partindo do princípio da diferença de cor que o sangue oxigenado e o não



XII CEEL – ISSN 2178-8308
13 a 17 de Outubro de 2014
Universidade Federal de Uberlândia – UFU
Uberlândia – Minas Gerais – Brasil

oxigenado possuem. Esta diferença de cor produz uma desigualdade no nível de absorção e reflexão da luz no sangue [1].

Esses dispositivos assumem que a atenuação sofrida pela luz ao passar pelo indivíduo possui três componentes, sendo elas: atenuação no sangue venoso, atenuação no sangue arterial, atenuação nos tecidos. O mesmo pode ser identificado na Figura 1 [2].

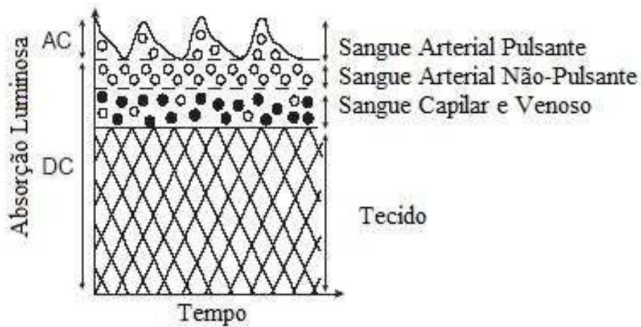


Fig. 1. Representação dos níveis de absorção devido aos tecidos [2]

Sendo assim, pode se afirmar que a variação da atenuação do sinal luminoso ao longo do tempo é dada pelo fluxo do sangue arterial através do tecido avaliado, sendo que o nível de oxigenação deste sangue pode influenciar nas medidas de atenuação de uma luz atravessando o tecido medido.

A. A Inserção de Luz no Tecido

A parte do aparelho que terá contato com o paciente, chamada de sonda, existe basicamente em dois tipos, por reflexão e por transmissão. Ambos utilizam a inserção de luz gerada por LEDs, mas diferenciam na hora de avaliar o resultado. No primeiro tipo os LEDs e o receptor estão lado a lado e, portanto a luz avaliada é a refletida pelos tecidos. Observe este dispositivo na Figura 2, sendo a segunda imagem da figura a apresentar esta abordagem de sensor reflexivo.

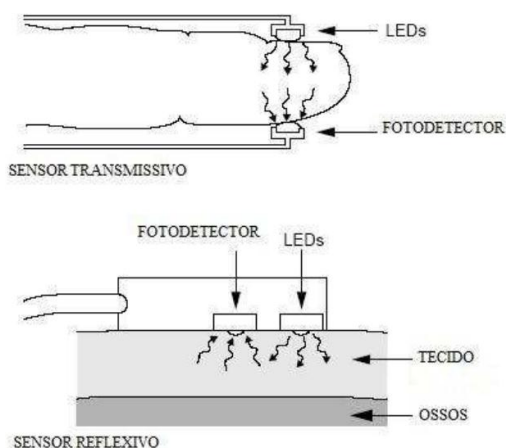


Fig. 2. Diferentes configurações das sondas [2]

No segundo caso, a luz avaliada é a que consegue atravessar os tecidos, sendo consideradas as atenuações sofridas pela mesma durante esse processo, conforme mostrada na imagem mais acima da Figura 2. Essa foi a estratégia adotada e discutida nesse trabalho. Para que possa

ser possível utilizar apenas um fotodiodo como receptor do sinal luminoso, os LEDs vermelho e infravermelho são acionados alternadamente, portanto a cada instante de tempo é avaliado apenas um dos dois sinais de excitação. Fazendo a coleta da leitura do sinal em uma frequência relativamente alta, pode-se assumir que não haverá mudanças significativas de resultados com a alternância dos LEDs vermelho e infravermelho.

B. O circuito de Aquisição

Para a aquisição da luz refletida ou passante por um tecido, foi utilizado um circuito cuja função era amplificar o sinal elétrico captado através do fotodiodo, presente da sonda conectada ao dedo do paciente. Para amplificar o sinal obtido pelo fotodiodo, usa-se um amplificador com a configuração de transimpedância, este transforma um sinal captado em corrente elétrica e o amplifica para um sinal em tensão elétrica. A Figura 3 mostra um esquema simplificado desse tipo de amplificador.

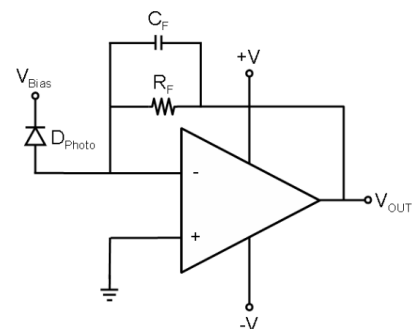


Fig. 3. Amplificador de transimpedância [3]

III. A ABORDAGEM PROPOSTA

Este trabalho, de posse dos conhecimentos descritos anteriormente se propôs à construção de um oxímetro capaz de mensurar o nível de oxigenação do sangue. Foi utilizada como sensor uma sonda vendida comercialmente e capaz de se conectar a diversos modelos de oxímetros vendidos no mercado. A proposta é construir o equipamento capaz de captar o sinal desta sonda, amplificá-lo, convertê-lo para uma representação digital. Com o sinal digital lido, o equipamento irá tratá-lo em um microcontrolador com software também desenvolvido neste trabalho, resultando em informar o nível de oxigenação do paciente que está utilizando a sonda.

Neste trabalho estão apresentados principalmente os detalhes pertinentes à construção do circuito amplificador do sinal, embora todas as imagens mostradas tenham sido obtidas pela porção microcontrolada do dispositivo.

O circuito de amplificação desenvolvido é apresentado na Figura 4, este condiciona o sinal obtido através de dois estágios de amplificação, o primeiro sendo constituído de um amplificador com a configuração de transimpedância e o segundo sendo um amplificador normal.

Os ganhos não são iguais nos dois estágios, sendo da ordem de 1000 na primeira parte e entre 2 e 6 na segunda. A definição dos ganhos, principalmente da segunda parte, não é trivial, pois ela depende bastante de fatores físicos não pertinentes ao circuito. A influência desses elementos físicos

no circuito e também algumas características internas são discutidas a seguir.

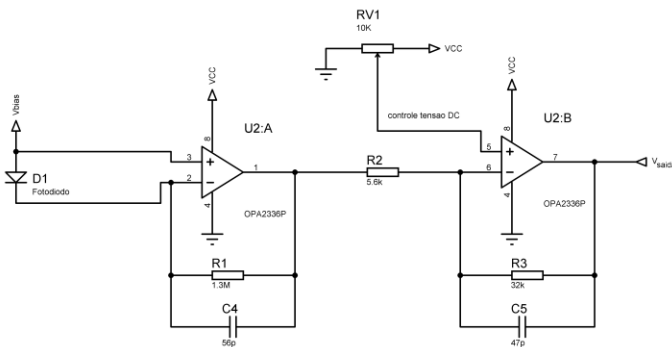


Fig. 4. Circuito de amplificação completo

A. Tipos de pele e o brilho dos LEDs

Conforme pode ser visto no projeto do oxímetro interno para o MSP430 da Texas Instruments (TI) [4], as diferentes colorações de pele afetam diretamente os valores que são medidos, isso pode prejudicar a leitura dos parâmetros necessários para o cálculo do nível de SpO₂. Para tanto é proposto que se altere o valor da intensidade luminosa de cada LED, sendo o circuito proposto pela TI para a regulação apresentado abaixo.

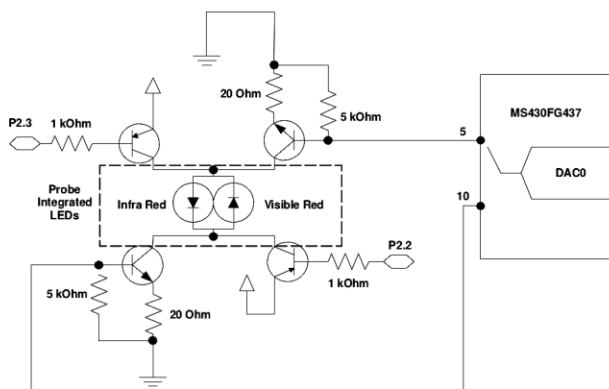


Fig. 5. Regulação proposta por TI [4]

Como pode se perceber, a estratégia envolve regular o valor da corrente que transita em cada LED de forma individual, e para isso o projeto proposto pela TI utiliza-se de um microcontrolador que, via conversor digital-analógico atua para manter o nível de corrente nos LEDs no valor ideal.

Para fins de simplicidade foi proposto no projeto montado neste trabalho regular a corrente de ambos LEDs com um mesmo resistor variável, conforme mostrado na Figura 6, na parte superior do esquema o resistor RV1.

A alteração do valor da corrente dos LEDs de acordo com a coloração da pele para cada paciente é relativamente pequena e apenas é estritamente necessária para casos mais extremos, portanto, realizar o ajuste apenas por um potenciômetro é suficiente para efeitos da utilização proposta neste trabalho, não interferindo na efetividade do monitor.

Durante os testes, utilizou-se a abordagem de alternar o acendimento de cada LED, permitindo fazer uso de apenas um sensor para captação do sinal de resposta. O tempo que cada LED permanece ligado é de 2ms. O que corresponde a

uma frequência de amostragem de 250Hz, sendo esta suficiente para a captura das alterações de oxigenação no sangue devido aos batimentos cardíacos, cujo espectro de frequência é de poucos Hertz [1].

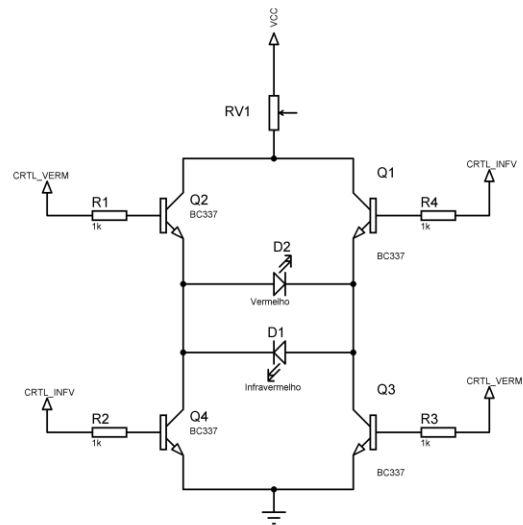


Fig. 6. Regulação da corrente dos LEDs

B. Circuito de V_{bias} e a estabilidade do sinal

Durante a montagem da configuração de transimpedância, dentre as conexões possíveis o circuito foi montado ligando-se o terminal negativo do diodo, denominado cátodo, a entrada negativa do amplificador, e o terminal positivo do diodo, denominado ânodo, conectado a tensão denominada por V_{bias} . O terminal positivo do amplificador também é conectado a essa mesma tensão, sendo o circuito que descreve essa montagem apresentado na Figura 7.

A implementação da amplificação de dois estágios também foi proposta pela TI [4]. Nessa abordagem V_{bias} é fixado em 0,3V. O valor de tensão de V_{bias} costuma variar de 0V ao valor da tensão de alimentação do circuito VCC. Durante os testes realizados mostrou-se que tal conexão não altera a estabilidade do sinal de saída do primeiro estágio, apenas o seu nível DC.

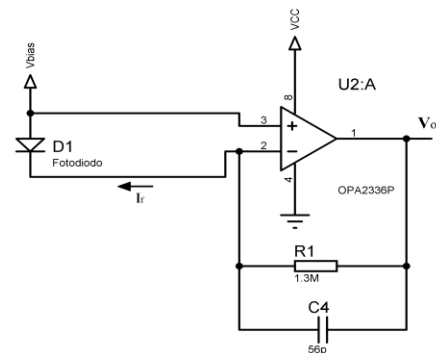


Fig. 7. Circuito de amplificação do primeiro estágio

C. Ganho dos estágios

Conforme pode ser visto na Figura 4, os ganhos dos estágios são definidos pelos resistores presentes no circuito. Portanto, os valores dos ganhos precisaram ser cuidadosamente avaliados, o primeiro estágio tem um ganho aproximado de 1300 vezes, uma vez que o mesmo é regido pela equação (1) [5], utilizada nos amplificadores conectados com a configuração de transimpedância. Porém através de procedimentos experimentais sabe-se que para valores mais altos de R_1 o sinal final oscila bastante e satura com grande facilidade.

$$V_o = -R_1 \times I_f \quad (1)$$

Onde:

- V_o - Tensão na saída do amplificador.
- R_1 - Resistência de realimentação.
- I_f - Corrente que passa pelo fotodiodo.

A definição do ganho do segundo estágio está ligada a posição da sonda e do sinal que consegue ser captado. Isso se deve ao fato de mudanças mínimas no valor de luz captado pelo fotodiodo se expressarem mais fortemente nesse estágio, logo não existe um valor ideal para este ganho. O procedimento usual é estabelecê-lo após um período de posicionamento correto da sonda no dedo do paciente. Os valores utilizados durante os testes estavam entre 2 e 6, sendo que para o cálculo do ganho pode-se ser afirmar que o valor se aproxima de AV_o [6], conforme descrito na equação (2).

$$AV_o = -\frac{R_3}{R_2} \quad (2)$$

Onde:

- AV_o - Ganho de tensão.
- R_3 - Resistor de realimentação.
- R_2 - Resistor conectado a entrada negativa do amplificador.

D. Nível DC do segundo estágio

No amplificador do segundo estágio, é conectada a entrada positiva um sinal que deve ser o equivalente ao nível DC do sinal proveniente do primeiro estágio naquele momento. Porém, devido a lei de Beer-Lambert [2] representada na equação (3), é possível perceber que a intensidade luminosa que irá incidir no receptor será proporcional ao caminho óptico percorrido pela onda, denominado por L [7].

$$I = I_o^{-\varepsilon(\lambda)cL} \quad (3)$$

Onde:

- I - Intensidade da luz transmitida emergindo do meio, em W/m^2 .
- I_o - Intensidade da luz incidente, em W/m^2 .
- c - Concentração da substância no meio, em $mmol.l^{-1}$.
- L - Distância percorrida pela luz no meio ou caminho óptico, em cm.
- $\varepsilon(\lambda)$ - Coeficiente de extinção ou densidade óptica da substância para um determinado λ , em $l.mmol^{-1}.cm^{-1}$.

Portanto, qualquer movimento que aconteça que interfira no tecido, por mínimo que seja, irá afetar o caminho óptico e alterará as componentes AC e DC da onda.

Sendo assim a determinação do valor DC aplicado ao segundo estágio está diretamente ligado a fatores físicos exteriores ao circuito, não podendo ser o valor estático ao longo do tempo. Em geral esse valor é estabelecido através do nível DC médio do sinal proveniente do primeiro estágio. O valor do nível DC é diferente para cada um dos LEDs, ou seja, a parte constante do sinal não é sempre igual, por isso é utilizado o valor médio.

IV. RESULTADOS

O sinal obtido ao final da montagem do circuito apresenta uma amplificação satisfatória da onda obtida, possibilitando a visualização que a variação da onda devido a presença do sangue arterial pulsante e o nível DC dos demais elementos presentes no caminho óptico. A Figura 8 apresenta o sinal obtido após a amplificação, com destaque para a componente AC do sinal, resultante da variação da presença do sangue arterial pulsante.

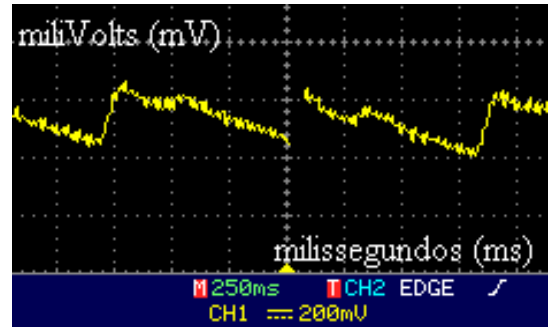


Fig. 8. Sinal obtido após amplificação

Devido as características construtivas do próprio circuito, os dois LEDs não são acionados ao mesmo tempo, portanto o sinal que chega ao circuito tem valores de tensão DC diferentes a cada instante de tempo. Isso é mostrado na Figura 9, onde é possível ver os valores capturados para os dois LEDs, o infravermelho com um valor DC médio menor que o vermelho. Ou seja, todos os valores correspondentes a parte de cima são leituras a partir da excitação pelo LED vermelho, e os valores da parte de baixo são excitação a partir da leitura pelo LED infravermelho.

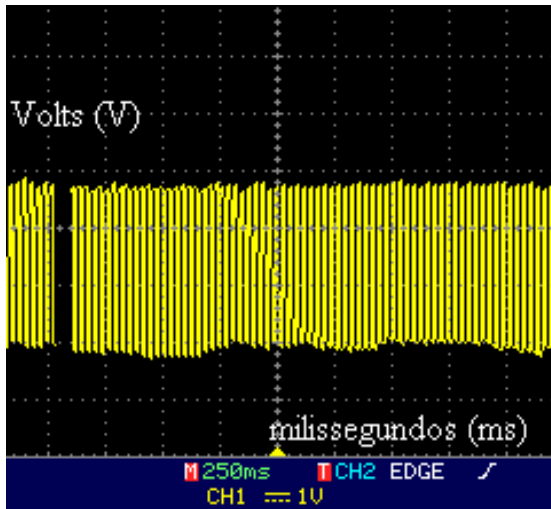


Fig. 9. Sinal obtido para os dois LEDs.

A. Obtendo o valor da oxigenação

Como apresentado acima, é realizada a amostragem do sinal a uma frequência de 250Hz, para ambos espectros de luz emitida. Portanto é possível captar os valores mínimos e máximos de atenuação luminosa dado o fluxo sanguíneo gerado pelos batimentos cardíacos [8]. Com esses valores é possível estabelecer a relação descrita pela equação (4).

$$R = \frac{\ln\left(\frac{I_{\min,V}}{I_{\max,V}}\right)}{\ln\left(\frac{I_{\min,IV}}{I_{\max,IV}}\right)} \quad (4)$$

Onde:

- R - Razão das atenuações.
- $I_{\min,V}$ - Valor mínimo da intensidade de luz recebida no espectro vermelho.
- $I_{\max,V}$ - Valor máximo da intensidade de luz recebida no espectro vermelho.
- $I_{\min,IV}$ - Valor mínimo da intensidade de luz recebida no espectro infravermelho.
- $I_{\max,IV}$ - Valor máximo da intensidade de luz recebida no espectro infravermelho.

Sabe-se que o cálculo do valor de oxigenação sanguínea descrito na equação (5) é uma aproximação empírica fiel a curva real [7], principalmente para valores de oxigenação próximos a 100%, que são considerados normais.

$$SpO_2 = 110 - 25R \quad (5)$$

Onde:

- SpO_2 - Nível de saturação de oxigênio no sangue.
- R - Razão das atenuações.

V. CONCLUSÕES

Este trabalho apresentou uma visão geral dos recursos disponíveis para a mensuração do nível de oxigenação no sangue de um paciente. Ressaltou que os oxímetros capazes de mensurar a oxigenação a partir das medidas de absorção das luzes vermelha e infravermelha são mais baratos que as abordagens tradicionais, além de produzirem respostas tão precisas quanto a daqueles métodos.

Dentro deste trabalho foram avaliados os detalhes pertinentes ao projeto e construção do circuito de um oxímetro. Cada um dos aspectos do uma vez que tais aparelhos estão cada vez sendo mais utilizados, justamente por substituir outras técnicas mais demoradas e dispendiosas. Detalhes inerentes do circuito, como os valores dos ganhos dos estágios de amplificação foram analisados focando-se na influência de fatores internos e externos durante a concepção do esquemático elétrico.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem a empresa PROMEDICO pela especificação do conjunto de funcionalidades necessárias para um sistema de chamada de enfermeira. Este projeto é financiado pela FAPEG e pela PROMÉDICO, ambas detentoras dos direitos do produto desenvolvido.

REFERÊNCIAS

- [1] Townsend, N., "Pulse Oximetry", in: *Medical Electronics, Michaelmas Term 2001*, Dept. of Engineering Science, University of Oxford, Oxford, UK, 2001.
- [2] Elsharydah, A., Cork, R. C., "Blood Gas Measurements, Oximetry" in: *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, vol. 01, John Wiley & Sons Inc, pp. 469-476, 2006.
- [3] Westerman, S, *Understand and apply the transimpedance amplifier (Part 1 of 2)*, Acedido em 23 de maio de 2014, em: http://www.planetanalog.com/document.asp?doc_id=527534
- [4] Chan, V., Underwood, S., *A single-chip pulsoximeter design using the MSP430*, Texas Instrument, 2005 – rev. 2011
- [5] Orozco, L., *Programmable-Gain Transimpedance Amplifiers Maximize Dynamic Range in Spectroscopy Systems*. Acedido em 23 de maio de 2014, em: <http://www.analog.com/library/analogdialogue/archives/47-05/pgtia.html>
- [6] Eletronics Tutorials (2003). *The integrator amplifier*. Acedido em 22 de maio de 2014, em: [//www.electronics-tutorials.ws/opamp/opamp_6.html](http://www.electronics-tutorials.ws/opamp/opamp_6.html)
- [7] Lima, D. W. C., *Oxímetro de pulso com transmissão de sinal sem fios*, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2009.
- [8] Webster, J. G., *Design of Pulse Oximeters*, Medical Science Series, IOP Publishing Ltd, 1997.

DADOS BIOGRÁFICOS

Sanderley Ramos Pires nasceu em Anápolis-GO, Brasil, em 29 de janeiro de 1966. Ele é graduado em Ciências da Computação, UFG 1988, é Especialista em Análise e Projeto de Sistemas, UFG 1996, Mestre em Engenharia de Computação, UFG 1999 e doutor em Engenharia Elétrica na UFU 2007. A sua experiência profissional é como consultor de processos de automação de organizações desde 1989. Foi coordenador e professor do curso de Sistemas de Informação e de Engenharia da Computação das Faculdades ALFA entre

2002 e 2009. Atualmente é professor da Escola de Engenharia Elétrica, Mecânica e de Computação da UFG, em Goiânia, Brasil. Tem como áreas de interesse de pesquisa o Processamento de Imagens e Computação Gráfica, além de processos metodológicos para qualidade de software e gerenciamento de projetos.

Dulcinéia Gonçalves Ferreira Pires nasceu em Anápolis-GO, Brasil. Ela é graduada em Ciências Sociais pela Associação Educativa Evangélica em 1991 e em Ciências da Computação pela Universidade Católica de Goiás em 2006. Ela recebeu o grau de Mestre em Engenharia da Computação pela Universidade Federal de Goiás em 2006. Sua experiência profissional é como consultora de em processos de automação. Ela atuou como professora do curso de Sistemas de Informação nas Faculdades Alves Faria entre 2006 e 2009. Atualmente é docente no Instituto Federal de Goiás, Campus de Anápolis. Seus interesses de pesquisa incluem computação Gráfica e Processamento de Imagens.

Kleber Macedo Cabral nasceu em 07/04/1990 em Brazlândia-DF, Brasil. É estudante de graduação no curso de Engenharia de Computação pela Universidade Federal de Goiás. Atualmente é o coordenador do Núcleo de Robótica Pequi Mecânico. Suas áreas de interesse são: Eletrônica, Microcontroladores, Controle e Inteligência Artificial.