

PROPOSTA DE MÉTODO NÃO INVASIVO PARA DETECTAR VARIAÇÃO DO NÍVEL DE GLICEMIA

P. H. Oliveira Santos*, D. Veiga Teodoro*, F. Augusto de Andrade*, J. F. Batista Guimarães*, M. V. Ferreira da Silva*, F. Maurício de Sousa* e S. A. Santos Filho*,**,***

*Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais - PUCMINAS, Belo Horizonte, Brasil

**Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais - CEFET-MG, Belo Horizonte, Brasil

***Centro Universitário Newton Paiva - Belo Horizonte, Brasil

e-mail: pedrosantos7391@gmail.com

Resumo: O automonitoramento da glicose, que é a prática do paciente diabético medir regularmente a sua própria glicemia, por meio de instrumentos de uso doméstico (glicosímetros), é a técnica mais comum entre os pacientes e parte fundamental da gestão do diabetes. Entretanto, esta técnica é limitada, em relação ao número de medidas por dia, pois é invasiva e dolorosa. Este trabalho propõe uma técnica para detecção da variação do nível de glicemia, de maneira não invasiva, a partir da combinação de técnicas apresentadas na literatura. As técnicas utilizadas foram a Fotopletismografia e Conformação de Calor Metabólico e um protótipo combinando estas duas técnicas foi desenvolvido. Os testes foram realizados com soluções que pudessem simular o sangue humano, com coloração do sangue arterial e venoso e concentrações diferentes de glicose. Os resultados obtidos comprovaram que o sistema desenvolvido foi capaz de detectar a variação do nível de glicose nestas soluções. Espera-se que este protótipo sirva de base para o desenvolvimento de um sistema mais complexo que permita reduzir o sofrimento de pacientes diabéticos que necessitam do automonitoramento da glicemia.

Palavras-chave: Fotopletismografia, Conformação de Calor Metabólico, Protótipo, Não invasivo, Glicemia.

Abstract: *Self-monitoring of glucose, which is the practice of diabetic patients to regularly measure their own blood glucose, through instruments household (glucometers), is the most common technique among patients and fundamental part of diabetes management. However, this technique is limited in relation to the number of measurements per day, because it is invasive and painful. This paper proposes a technique for detecting glycemia level changes noninvasively from the combination of techniques presented in the literature. The techniques used were Photoplethysmography and Metabolic Heat Conformation and a prototype combining these two techniques was developed. The tests were performed with solutions that could simulate human blood, with arterial and venous blood and different concentrations of glucose. The results indicated that the system was able to detect the glucose level variation in these solutions. It is hoped that this*

prototype can be a basis for the development of a more complex system that reduces the suffering of diabetic patients who need self-monitoring of glucose.

Keywords: *Photoplethysmography. Metabolic Heat Conformation. Prototype. Noninvasive. Glycemia.*

Introdução

Segundo a Sociedade Brasileira de Diabetes, a OMS (Organização Mundial de Saúde) estima que um em cada dez adultos no mundo tem diabetes. De acordo com as estatísticas da IDF (International Diabetes Federation), o diabetes é a quarta maior causa de morte por doença no mundo. No Brasil, baseado em estudos regionais de prevalência de diabetes tipo II e atualizando os dados para o CENSO IBGE 2010, a Sociedade Brasileira de Diabetes considera que 12.054.824 é o número estimado de diabéticos.

O automonitoramento da glicose, que é a prática do paciente diabético medir regularmente a sua própria glicemia é uma parte fundamental da gestão do diabetes. Além disso, é necessário para o controle glicêmico mais rigoroso e é uma oportunidade para o diabético assumir o controle da sua própria saúde, permitindo-o detectar valores anormais de glicose, como a hipo e hiperglicemia [1].

Atualmente, a medida intermitente de glicemia capilar, que utiliza o glicosímetro, tem sido a técnica mais comum para o automonitoramento [1]. Esta técnica é limitada em relação ao número de medidas que podem ser realizadas por dia, pois é invasiva e dolorosa. Este trabalho tem como objetivo principal o desenvolvimento de um sistema que seja capaz de detectar a variação de glicose, no sangue, por meio de um método totalmente não invasivo, não causando dor ou desconforto ao usuário.

Materiais e métodos

A definição das técnicas de medição da glicemia adotadas, para o desenvolvimento do sistema, foi obtida após a análise de várias técnicas disponíveis na literatura, tais como: Fotopletismografia, Iridologia, Conformação de Calor Metabólico, Espectroscopia Raman e Espectroscopia por NIR e MIR [2],[3],[4],[5].

As técnicas que apresentaram mais pontos positivos, considerando a facilidade de implementação, custo e precisão, na medição da glicemia, foram a Fotopletismografia [2] e Conformação de Calor Metabólico [4].

Fotopletismografia – A Fotopletismografia (PPG) tem como base o método utilizado pela oximetria de pulso para determinação da saturação de oxigênio do sangue arterial. Neste método, a medição não invasiva de glicose pode ser executada focando-se um feixe de luz no dedo e analisando a luz transmitida através do mesmo. A concentração de glicose pode ser determinada analisando a mudança no comprimento de onda, utilizando-se técnicas de espectroscopia, ou na intensidade de luz transmitida, em diferentes comprimentos de onda, geralmente de 700 a 2500 nm.

Este método se baseia nas propriedades de dispersão da luz causada pela glicose presente no sangue. O aumento da glicose diminui o desalinhamento do feixe que atravessa o tecido, pois o índice de refração é diminuído pela sua presença, proporcionando assim um caminho melhor para a passagem da luz, conforme a Figura 1. Como resultado, menos luz é absorvida e a intensidade da luz que atravessa o tecido é maior [2].

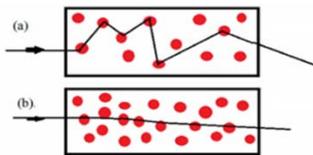


Figura 1: Influência da glicose na propagação da luz (a) com menor concentração de glicose e (b) com maior concentração de glicose no sangue [2].

A Fotopletismografia utiliza, também, o efeito da pulsação arterial para diferir a absorbância do sangue arterial daquela apresentada pelos outros absorvedores. Essa pulsação arterial é relacionada com o ciclo cardíaco.

A absorbância da luz em tecidos contendo artérias aumenta durante a sístole e diminui durante a diástole, principalmente devido a variações na concentração de substâncias absorvedoras e no comprimento do caminho óptico nas artérias. Esta variação da absorbância constitui a componente pulsátil (alternada) da absorbância total. Com isso, torna-se possível diferenciar a absorbância devida do sangue venoso (componente contínua - CC) da absorbância do sangue arterial (componente alternada - CA) [6].

Conformação de Calor Metabólico – A Conformação de Calor Metabólico (MHC) é uma técnica onde a glicemia pode ser deduzida a partir da determinação do nível de dissipação de calor, da taxa de fluxo sanguíneo do tecido local e do grau de saturação de oxigênio no sangue [4]. Para a implementação deste método, são necessários: três sensores de temperatura, dois sensores de umidade, um sensor de infravermelho e um dispositivo de medição óptica, conforme mostrado na Figura 2 [4].

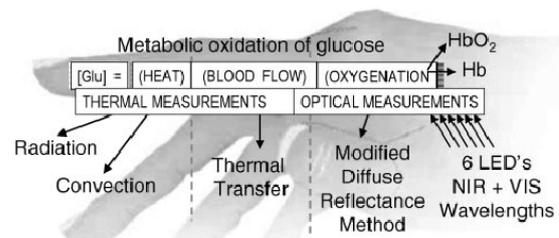


Figura 2: Diagrama da técnica da Conformação de Calor Metabólico (MHC) [4].

O ritmo circadiano homeostático (período de aproximadamente 24 horas sobre o qual se baseia o ciclo biológico de quase todos os seres vivos) do corpo humano depende da correlação entre o calor metabólico, o nível de fornecimento de oxigênio local e o nível de glicose. A glicose e o oxigênio são fornecidos às células do corpo através do sistema de circulação sanguínea. A oxidação de glicose está relacionada com a geração de energia, que pode ser emitida da pessoa para o meio ambiente sob a forma de calor, por isso a quantidade de calor liberada pelo tecido pode ser correlacionada com a quantidade de glicose e o oxigênio. Assim se baseia o método MHC [7].

Implementação do Protótipo – O protótipo desenvolvido utiliza sensores que permitem realizar a medição das seguintes variáveis metabólicas: nível de oxigenação do sangue, taxa de calor dissipado e taxa de fluxo sanguíneo. Na Figura 3 tem-se um diagrama em blocos do sistema.

O diagrama com todos os sensores utilizados e seu posicionamento em relação ao dedo indicador do usuário pode ser visto na Figura 4. Na Figura 5, é apresentado o protótipo construído. Adicionalmente a estes sensores, foi utilizado um sensor de oximetria de pulso hospitalar que será responsável pelo sinal pletismográfico.

As placas desenvolvidas para conformação do sinal (placa principal) e a utilizada para o processamento dos dados (placa de desenvolvimento do microcontrolador STM32F407) podem ser vistas na Figura 6.

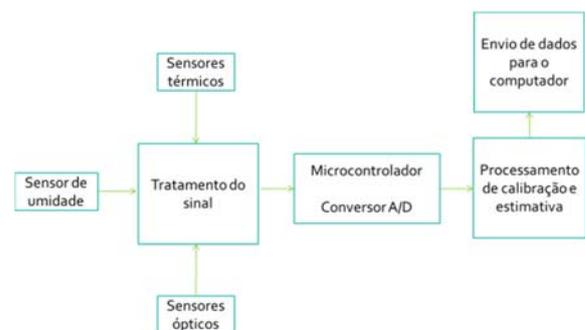


Figura 3: Diagrama em Blocos do Sistema implementado.

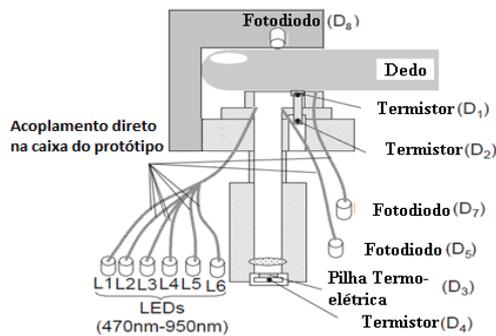


Figura 4: Diagrama esquemático do posicionamento dos sensores. Modificado de [4].

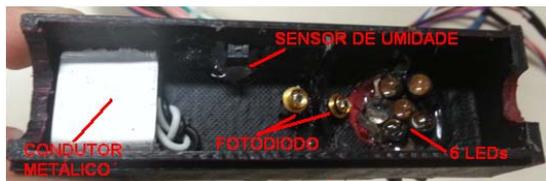


Figura 5: Protótipo da parte de aquisição dos sinais, mostrando os sensores utilizados.

Os LEDs utilizados no sistema foram os seguintes: azul de 470nm, vermelho de 660nm e infravermelho de 810nm, 880nm e 940nm.

Os testes iniciais foram realizados somente com soluções artificiais. Para a simular o dedo humano, utilizou-se uma pipeta. As soluções testadas foram: 20ml de água destilada que foi considerada como solução de referência (incolor), 20ml água destilada com 2g de corante vermelho (simulando sangue arterial), 20ml de água destilada com 2g de corante azul (simulando sangue venoso). Para cada solução gerada (incolor e colorida) foram criadas três novas soluções com concentrações diferentes de açúcar (cristal), obtendo-se, assim as seguintes soluções: solução de água (solução incolor) com 0, 4,5 e 9,0g de açúcar; solução vermelha com 0, 4,5 e 9,0g de açúcar e solução azul com 0, 4,5 e 9,0g. Assim, cada solução foi exposta a cada LED de comprimento de onda diferente.



Figura 6: Placas de conformação do sinal (principal) e processamento de dados (canto superior direito).

Resultados

Nesta primeira fase do protótipo, apenas as respostas dos LEDs em relação aos diferentes tipos de solução foram analisadas.

Os resultados dos testes realizados com o LED azul de 470nm, mostrados na Figura 7, apresentaram um aumento de 210mV no sinal de saída, para a solução azul, quando se adicionou 4,5g de açúcar e de 238 mV, quando a adição foi de 9g, em relação solução azul sem açúcar. Para a solução incolor este aumento foi de 42mV para a adição de 4,5g de açúcar e 58mV para 9g. Não houve variações para a solução vermelha.

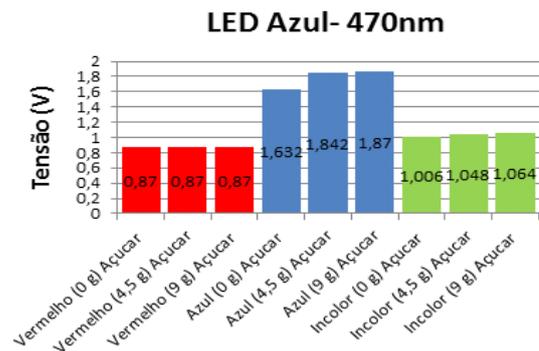


Figura 7: Valores de tensão dos sinais obtidos na saída sistema devido à luz do LED azul de 470nm, para as soluções vermelha, azul e incolor.

Para o LED vermelho de 660nm, como mostrado na Figura 8, as alterações nas concentrações de açúcar não representaram alterações significativas nos sinais de saída. Por outro lado pode-se perceber as amplitudes superiores nos sinais das soluções vermelhas em relação às outras.

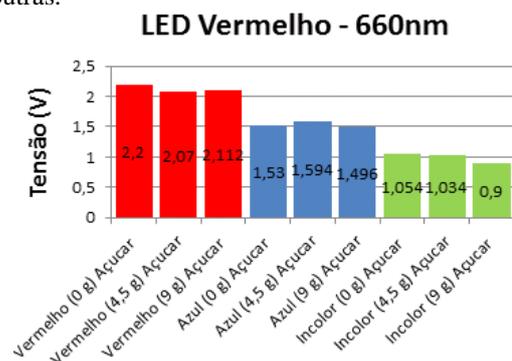


Figura 8: Valores de tensão dos sinais obtidos na saída sistema devido à luz do LED vermelho de 660nm, para as soluções vermelha, azul e incolor.

O LED infravermelho de 880nm mostrou, em relação à solução vermelha com 0g de açúcar, um aumento de 78mV, no sinal, quando se adicionou 4,5g de açúcar e 68mV, quando a adição foi de 9g. Para a solução azul este aumento foi de 80mV e 112mV, respectivamente e para a solução incolor 36mV e 102mV.

Não foram verificadas alterações significativas nos outros LEDs infravermelhos.

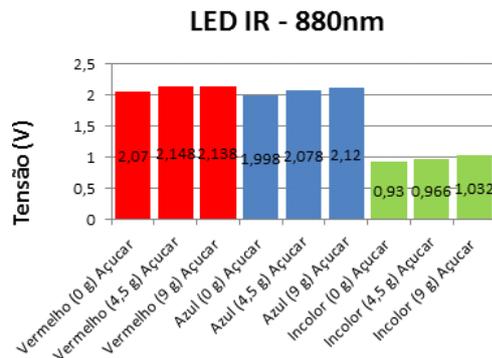


Figura 9: Valores de tensão dos sinais obtidos na saída sistema devido à luz do LED infravermelho, para as soluções vermelha, azul e incolor.

Discussão

De acordo com os resultados obtidos com LED azul, pôde-se perceber que as maiores amplitudes do sinal de saída, foram observadas para a solução azul, o que era de se esperar [6], considerando que esta deveria ser a solução que mais absorvesse a luz azul. Resultado similar foi apresentado com o LED vermelho, onde as maiores amplitudes foram observadas na solução vermelha.

Os testes com o LED vermelho não apresentaram alteração no nível do sinal de saída para variações de glicose da solução. Estes resultados podem estar relacionados com a tonalidade de vermelho obtida com o corante, que pode não estar sendo adequada para o LED utilizado.

As alterações do sinal percebidas quando houve a variação do nível de açúcar concordam com os resultados obtidos por [2].

Novos testes com LEDs com comprimento de onda como 1305 nm, 1450 nm ou 1900 nm, serão realizados, pois de acordo com [6] são para estes comprimentos se tem uma maior absorção das moléculas de glicose [6].

Conclusão

Os resultados preliminares, obtidos com os LEDs comprovaram que o sistema implementado foi capaz de detectar variações no nível de glicose das soluções, além da diferença de coloração.

Os LEDs que apresentaram melhores resultados foram o LED azul com comprimento de onda de 660nm e o infravermelho de 880nm. A partir deste primeiro protótipo, serão testados novos LEDs com comprimentos de onda diferentes e soluções com concentrações de corante e açúcar diferentes.

A determinação do nível de dissipação de calor e da taxa de fluxo sanguíneo que compõem a técnica da conformação do calor metabólico serão posteriormente testadas e avaliadas, para que o sistema como um todo possa ser validado.

Espera-se que este protótipo preliminar possa contribuir para as pesquisas que envolvam a detecção e estimação do valor da glicemia em humanos, tonando menos doloroso o automonitoramento.

Referências

- [1] Guyton AC, Hall JE. Textbook of Medical Physiology. 11th ed. Philadelphia, Penn: Elsevier Saunders; 2006.
- [2] Brince P, Melvin PM, Zachariah CA. Design and Development of Non invasive Glucose Measurement System MEMS and Sensors Division. School of Electronics Engineering, VIT University, Vellore, India. IEEE. 2012.
- [3] Simon A, Worthen D. Evaluation Of Iridology. JAMA, Vol 242, ISSN: 0098-7484, 1979 Sep 28
- [4] Cho OK, Kim YO, Mitsumaki H, Kuwa K. Noninvasive Measurement of Glucose by Metabolic Heat Conformation Method. In: Oak Ridge Conference of the Clinical Chemistry; Oak Ridge, EUA. 2004. p. 1894-8.
- [5] Waynant RW, Chenault VM. Overview of Non-Invasive Fluid Glucose Measurement Using Optical Techniques to Maintain Glucose Control in Diabetes Mellitus. IEEE Lasers Electro Optics Soc Newsletter. Office of Science and Technology and Office of Device Evaluation. 1998.
- [6] Castro Júnior R. Glicosímetro de Pulso [tese]. São Paulo: Escola Politécnica da Universidade de São Paulo; 2010.
- [7] Tang F, Wang X, Wang D, Li J. Non-Invasive Glucose Measurement by Use of Metabolic Heat Conformation Method. Sensors 2008; 8(5): 3335-44.