

PROTÓTIPO DE SENSOR DE BOLHAS E DE COÁGULOS: UM SISTEMA PARA USO EM HEMODIÁLISE

D. M. A. Carvalho*, J. K. M. Alves*, R. Cassia-Moura** e S. C. Oliveira*

*Escola Politécnica de Pernambuco - UPE, Recife, Brasil

**Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Sistemas, UPE, Recife-Brasil

e-mail: scampello@ecomp.poli.br

Resumo: A insuficiência renal pode ser referida como um diagnóstico sindrômico de perda progressiva da função renal de depuração sanguínea. Uma das opções de tratamento para o paciente com insuficiência renal é a hemodiálise. Na máquina de hemodiálise existem sensores ultrassônicos para detecção de bolhas de ar, e ópticos para detecção da presença de sangue. O sensor ultrassônico detecta, muitas vezes, falsos positivos. Isto acarreta a interrupção indevida da máquina, deixando o sangue do paciente parado, podendo coagular e/ou resultar em uma embolia gasosa. Este artigo descreve o desenvolvimento de um protótipo de sensor óptico de bolhas de ar e de coágulos para ser aplicado no circuito sanguíneo em sessões de hemodiálise. Resultados preliminares demonstraram a eficiência do sensor. Um sensor eficiente irá gerar menos intercorrências durante a terapia hemodialítica, melhorando a qualidade de vida dos pacientes.

Palavras-chave: Hemodiálise, Sensor Óptico, Sensor de bolhas, sensor de coágulos.

Abstract: *Kidney failure can be referred as a syndromic diagnosis of progressive loss of the kidney function of blood clearance. One of the treatment options for patients with kidney failure is the hemodialysis. In the hemodialysis machine there are an ultrasonic sensor for air bubble detection, and an optical sensor for blood presence detection. The ultrasonic sensor detects, several times, false positives. It wrongly interrupts the machine leaving the blood static and can cause the coagulation of patient's blood or an air embolism. This paper describes the development of an optical sensor prototype for air bubbles and clots detection to be applied on hemodialysis sections. Preliminary results demonstrate the sensor efficiency. An efficient sensor will generate fewer complications during hemodialysis therapy, improving the patient's life quality.*

Keywords: *Hemodialysis, Optical Sensor, Air Bubble Sensor, Clot Sensor.*

Introdução

A insuficiência renal é um problema de saúde pública mundial. Pode ser referida como um diagnóstico sindrômico de perda progressiva da função renal de depuração sanguínea, sendo aguda quando a perda é rápida, e crônica quando piora lentamente com o tempo. A insuficiência renal crônica pode ser tão lenta que os

sintomas não aparecem até que o funcionamento dos rins seja menor que um décimo do normal [1].

Diabetes mellitus e hipertensão arterial sistêmica não tratada são responsáveis pela maioria dos casos de insuficiência renal, e inclusive são as causas mais comuns. Outras causas são defeitos congênitos dos rins, como a doença do rim policístico; alguns analgésicos e outros medicamentos; algumas substâncias químicas tóxicas; doenças autoimunes, como lúpus eritematoso sistêmico; lesão ou trauma abdominal; glomerulonefrite; cálculos renais; infecção de trato urinário; nefropatia de refluxo, na qual os rins são danificados pelo fluxo retrógrado de urina para dentro deles; entre outras [2].

A hemodiálise é a terapia mais comum para os pacientes com insuficiência renal [3]. Na hemodiálise é empregado um modelo artificial de rim no qual a depuração do sangue do paciente é realizada através das membranas seletivas do dialisador, havendo circulação sanguínea extracorpórea. Um diagrama esquemático simplificado do circuito da hemodiálise está representado na Figura 1.

Na máquina de hemodiálise existem sensores ultrassônicos e ópticos que atuam como alarmes de segurança. O sensor ultrassônico detecta a presença de bolhas de ar no circuito, e o sensor óptico detecta a presença de sangue no circuito para que seja iniciada a contagem do tempo da sessão hemodialítica. O sensor ultrassônico detecta, muitas vezes, resultados falsos positivos, já que o circuito pode ter alguma sujidade, como o pó da luva de procedimento ou o nome do paciente registrado com tinta. Isto acarreta a indevida interrupção do funcionamento da máquina, deixando o sangue do paciente parado e, conseqüentemente, pode haver coagulação sanguínea e/ou resultar em uma embolia gasosa, a qual decorre da entrada maciça de ar no vaso sanguíneo. Qualquer um dos dois efeitos (i.e. coagulação do sangue ou embolia gasosa) pode deixar o paciente com sequelas graves ou, em casos extremos, levá-lo à morte.

Este artigo descreve o desenvolvimento de um protótipo de sensor óptico de bolhas de ar e de coágulos para uso na máquina de hemodiálise, com a finalidade de ampliar a segurança no tratamento hemodialítico dos pacientes com insuficiência renal.

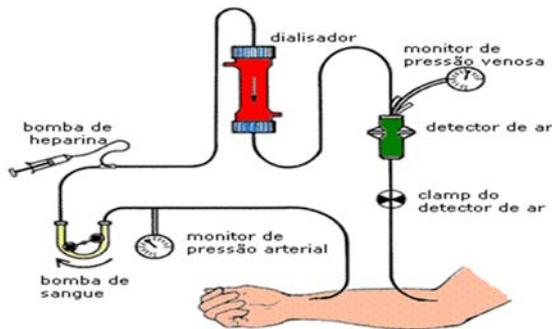


Figura 1 - Diagrama do circuito de hemodiálise¹.

Materiais e métodos

O protótipo do sensor óptico de bolhas de ar e de coágulos é constituído por circuito elétrico e óptico, no qual há dois LEDs e dois fotodetectores. Os LEDs são perpendiculares entre si, sendo um LED com comprimento de onda na faixa do azul e o outro do infravermelho; cada fotodetector foi posicionado longitudinalmente a cada um dos LEDs. A luz emitida pelos LEDs incide no sangue e, ao ser transmitida ou espalhada, atinge os fotodetectores, conforme Figura 2.

A escolha dos comprimentos de onda deve-se às propriedades de transmitância do sangue na região do visível e do infravermelho próximo [4-7]. Na região do azul o sangue apresenta alta absorbância e consequentemente baixa transmitância. Por outro lado, na região do infravermelho próximo o sangue apresenta alta transmitância.

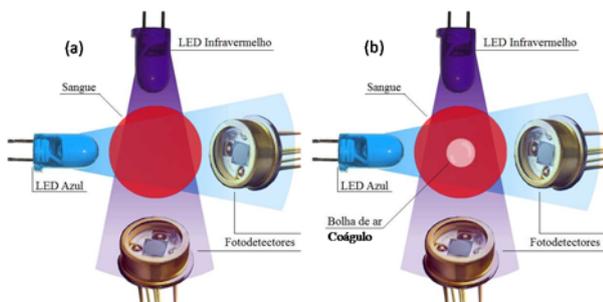


Figura 2 – Diagrama do sensor óptico de bolhas e de coágulos (a) sem e (b) com a presença de bolhas ou coágulos.

No circuito sanguíneo, a presença de bolhas e/ou coágulos causa distintas alterações na transmitância do sangue. A presença de bolhas reduz a absorbância no azul, e em decorrência da alta diferença do índice de refração do sangue para o ar, provoca um alto espalhamento da luz em ambos os comprimentos de onda. Com a presença de coágulos há redução na transmitância no infravermelho.

Para comportar os LEDs e fotodetectores, foi desenvolvida uma placa de circuito impresso para que os feixes de luz nos distintos comprimentos de onda

possam atravessar o circuito sanguíneo conforme o esquema da Figura 2. A partir da análise da intensidade de luz recebida pelos fotodetectores foi possível a detecção da passagem de bolhas de ar e de coágulos no circuito sanguíneo. Uma visão 3D da placa está ilustrada na Figura 3. A potência dos LEDs pode ser ajustada por potenciômetros de precisão, assim como o sinal detectado pelos fotodetectores também pode ter a sua sensibilidade ajustada.



Figura 3 - Layout em 3D da placa confeccionada.

A simulação do sangue no circuito venoso foi feita através do uso de vinho tinto, o qual apresenta características ópticas semelhantes às do sangue, no espectro visível e infravermelho próximo [4-6]. No circuito venoso contendo vinho, a presença de bolhas de ar foi induzida manualmente por uma seringa de 3 mL, e pequenos pedaços de isopor foram usados para simular coágulos no sistema. O circuito elétrico e óptico foi protegido da interferência da luminosidade externa sendo acomodado dentro de uma caixa fechada. Foi utilizado um osciloscópio para a visualização dos sinais captados pelos fotodetectores. O aparato experimental pode ser visualizado na Figura 4.

Resultados

O primeiro teste com o protótipo do sensor foi realizado com vinho na ausência de bolhas de ar e de coágulos, visando serem ajustados os níveis de base dos sinais. Uma vez ajustados os níveis de base dos sinais nos fotodetectores, foram introduzidas pequenas bolhas de ar no sistema. Os LEDs infravermelho e azul foram acionados separadamente. Como mostra a Figura 5, quando apenas o LED infravermelho estava acionado, a passagem da bolha provocou reflexão e espalhamento da luz. Devido à reflexão nas interfaces vinho-ar-vinho, houve redução na intensidade da luz que atingiu o fotodetector posicionado longitudinalmente ao LED infravermelho. E o espalhamento da luz, provocado pela passagem da bolha, foi detectado pelo fotodetector posicionado perpendicularmente ao LED infravermelho.

¹ Fonte: <http://pt.wikipedia.org/wiki/Hemodialise>

Quando apenas o LED azul estava acionado, a passagem da bolha não provocou mudanças significativas na luz detectada pelo fotodetector perpendicular a este LED. Houve um reduzido espalhamento da luz incidente e uma alta absorção da luz azul pelo vinho. Já a luz detectada pelo fotodetector longitudinal aumentou, pois o trecho de ar possui absorção menor que o vinho.

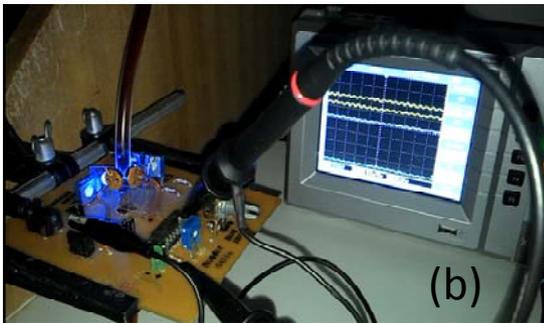
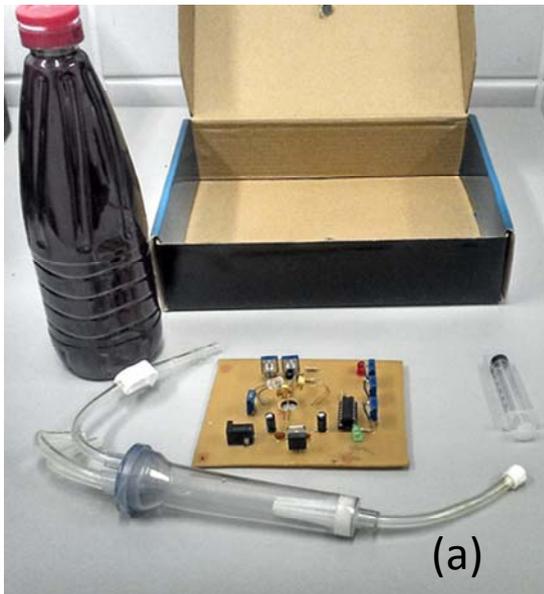


Figura 4 – (a) Material utilizado no aparato experimental e (b) circuito em teste.

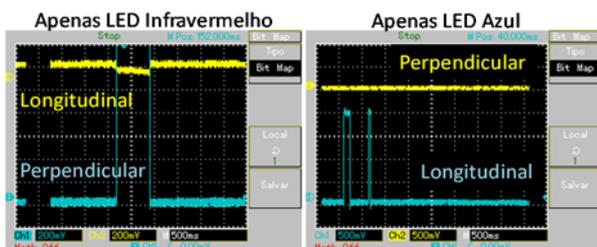


Figura 5 – Detecção de bolha.

A passagem de coágulos pelo circuito venoso foi detectada de forma semelhante pelos fotodetectores, quando apenas o LED infravermelho foi acionado, conforme indicado na Figura 6. Ou seja, houve redução da intensidade da luz que atingiu o fotodetector

longitudinal ao LED infravermelho em decorrência da obstrução de parte do feixe. E houve um aumento da intensidade da luz no fotodetector perpendicular, devido ao espalhamento da luz, provocado pela passagem do coágulo.

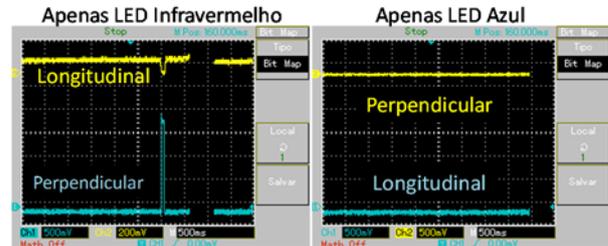


Figura 6 – Detecção de coágulo.

Devido à alta absorção do vinho para a luz azul, a obstrução de parte do feixe e o espalhamento não provocaram alterações nos sinais detectados pelos fotodetectores.

Comparando as Figuras 5 e 6, fica evidente que o circuito eletro-óptico detectou a presença de elementos estranhos, bolhas ou coágulos, por meio das alterações dos sinais detectados na faixa do infravermelho. Além disso, diferenciou o tipo do corpo estranho por meio da análise das alterações dos sinais detectados na luz azul.

Discussão

Este artigo descreveu o desenvolvimento de um protótipo de sensor óptico para detecção de bolhas de ar e de coágulos em um circuito sanguíneo extracorpóreo, idêntico ao usado em sessões de hemodiálise. O sensor proposto pode ser calibrado manualmente ou automaticamente, de modo a ajustar os valores de base na presença do sangue, como ocorre nas sessões de hemodiálise.

Os testes realizados em laboratório mostraram a capacidade do sensor em detectar de forma específica a presença de bolhas e de coágulos na circulação, ainda que os coágulos tenham dimensões reduzidas. Inclusive, com a detecção da presença de coágulos no circuito sanguíneo, diferentemente da prática atual, a dosagem de anticoagulantes poderá ser controlada com maior precisão, bem como trombozes poderão ser evitadas.

Fatores associados à sobrevida dos pacientes poderão ser avaliados tendo em vista a implementação de condutas tecnológicas adequadas [8]. Além disso, com o uso do sensor desenvolvido neste estudo, poderá haver uma redução no número de intercorrências durante a terapia hemodialítica pelo fato de que o sensor é menos sensível a sujeiras. Essa imunidade parcial a sujeira pode ser obtida por um processo simples de autocalibração para os níveis de base dos sinais detectados pelos fotodetectores na presença do sangue.

A forma de operação do circuito proposto requer que os LEDs sejam acionados separadamente. Para isso, na máquina de hemodiálise eles podem vir a ser dispostos separadamente, em dois pontos de sensoriamento. Neste

caso serão necessários quatro fotodetectores. Uma segunda alternativa é o uso de microcontroladores para o acionamento intermitente dos LEDs de forma pulsada multiplexada no tempo.

Trabalhos futuros devem testar a placa desenvolvida em experimentos usando o sangue humano como amostra, com a finalidade de que o sensor desenvolvido tenha maior aproximação com a realidade da prática clínica.

Conclusão

Os resultados preliminares com o sensor óptico desenvolvido neste estudo demonstraram sua viabilidade e eficiência na detecção de bolhas e de coágulos em um circuito sanguíneo extracorpóreo. Sendo assim, com seu emprego na prática clínica poderá haver menos intercorrências durante a terapia hemodialítica, redução nas taxas de morbidade, mortalidade e, conseqüentemente, uma melhora na qualidade de vida dos pacientes com insuficiência renal.

Agradecimentos

Este trabalho foi financiado pela CAPES, FACEPE e Escola Politécnica de Pernambuco.

Referências

[1] Riella MC. Princípios de Nefrologia e Distúrbios Hidroeletrólíticos. 5ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2010.

[2] Netter FH. Atlas de Anatomia Humana. 3ed. Porto Alegre: Artmed, 2010.

[3] Daugirdas JT, Stone JVC, Boag JT. Hemodialysis Apparatus. In: Daugirdas JT, Blake PG, Ing TS. Handbook of Dialysis. Lippincott Williams e Wilkins, 3rd. Philadelphia, USA: cap. 3, p. 46-66, 2010.

[4] Lima KMG, Raimundo Júnior IM, Silva AMS, Pimentel MF. Sensores ópticos com detecção no infravermelho próximo e médio. Química Nova, v. 32, n. 6, p. 1635-1643, 2012.

[5] Uyuklu M, Canpolat M, Meiselman HJ, Baskurt OK. Wavelength selection in measuring red blood cell aggregation based on light transmittance. Journal of Biomedical Optics, v.16, n.11, 2011.

[6] Mangold K, Shaw JA, Vollmer M. The physics of near-infrared photography. European Journal of Physics, v.34, p.51 – 71, 2013.

[7] Lima A, Bakker J. Espectroscopia no infravermelho próximo para a monitorização da perfusão tecidual. Revista Brasileira de Terapia Intensiva, v. 23, n. 3, p. 341-351, 2013.

[8] Oliveira MIG, Santos AM, Salgado Filho N. Análise da sobrevida e fatores associados à mortalidade em receptores de transplante renal em Hospital Universitário no Maranhão. Jornal Brasileiro de Nefrologia, v. 34 n. 3, p. 216-225, 2012.