

Artigo Original

Recebido em 06/03/2004 e aceito em 08/04/2006

Monitoração da saturação de oxigênio em circulação extracorpórea por reflectância óptica

Monitoring of oxygen saturation in extracorporeal circulation using an optical reflectance transducer

Fernando Urban Gamero

Programa de Fisiologia Humana,
Instituto de Ciências Biomédicas, USP

**Mauro Roberto Ushizima
Idágene Aparecida Cestari***

Divisão de Bioengenharia
Centro de Tecnologia Biomédica
Instituto do Coração (InCor) - HC-FMUSP
Av. Dr. Enéas de Carvalho Aguiar, 44 - SS
Cerqueira César - São Paulo - SP, Brasil
CEP 05403-000
E-mail: cestari@incor.usp.br

* Autor para correspondência

Resumo

Este trabalho apresenta o desenvolvimento e a avaliação de um transdutor óptico de reflectância para monitoração da saturação de oxigênio (SO₂) no sangue arterial e venoso fluindo pelo circuito de circulação extracorpórea (CEC). O transdutor opera com dois diodos emissores de luz com picos de emissão nas faixas do espectro do vermelho e do infravermelho e um fotodiodo. O transdutor óptico é utilizado em conjunto com um conector transparente, especialmente projetado para ser colocado na linha do circuito de CEC sem alterar o escoamento do sangue. O desempenho de quatro transdutores ópticos foi avaliado em ensaios *in vitro* e durante monitoração da SO₂ em pacientes (n = 16) submetidos à cirurgia cardíaca com CEC. Nos ensaios *in vitro* utilizou-se sangue de cães em um sistema para simulação de CEC. Os índices de correlação entre os valores de SO₂ medidos por reflectância óptica e a SO₂ medida por aparelho comercial de gasometria foram de $0,9979 \pm 0,0004$ nos ensaios *in vitro* e $0,87 \pm 0,05$ nas cirurgias com CEC. Os resultados demonstram a possibilidade de se utilizar o princípio de reflectância óptica em 2 comprimentos de onda de luz para determinar a SO₂ de forma contínua e em tempo real durante cirurgias com CEC.

Palavras-chave: Circulação extracorpórea, Oximetria, Reflectância óptica, Transdutor óptico.

Abstract

This work presents the development and test of an optical reflectance transducer for monitoring oxygen saturation (SO₂) in arterial and venous blood flowing through cardiopulmonary bypass circuits (CPB). The transducer uses two light-emitting diodes (LEDs) with peak emission in the red and infrared range of the spectra, and a photodiode. The optical transducer is used with a transparent connector, specially designed for use in the extracorporeal circulation tubings without affecting blood flow. The performance of four reflectance transducers was evaluated *in vitro* using a mock CPB system and canine blood and *in vivo* during CPB surgeries in 16 patients. Comparing the SO₂ measured by optical reflectance and by a commercial gasometric equipment, a correlation index of 0.9979 ± 0.0004 was found using data obtained *in vitro* and 0.87 ± 0.05 using data obtained in surgeries. These results demonstrate the possibility of using optical reflectance measurements in two light wavelengths to obtain the continuous and real time determination of oxygen saturation during CPB surgeries.

Keywords: Cardiopulmonary bypass, Optical transducer, Oximetry, Reflectance transducer.

Extended Abstract

Introduction

The monitoring of the oxygen status is a common practice during surgical procedure or recovery time of patients in intensive care unit. Pulse oximetry is a non invasive technique that provides continuous and real time information regarding the patient oxygenation. However, arterial pulses required for the appropriate operation of pulse oximeter are weak during cardiopulmonary bypass (CPB) and an alternative approach is the electrode gasometric analyzer. Blood sample withdrawn from the extracorporeal blood circuitry is sent to the hospital laboratory and after 5 to 20 minutes the oxygen status is known in the operating room. The delays associated with blood sample withdraw and the time taken by laboratory analyzers to perform the measurement itself may introduce a risk to the patient. In this paper, a two wavelength optical reflectance transducer is described for continuous and real time measurements of oxygen saturation (SO_2). We adopted an empirical equation to convey the relationship between SO_2 and light properties (Gamero et al., 2001; Shepherd et al., 1989; Suga et al., 1989; Takatini et al., 1988; Ushizima et al., 2001). A multiple linear regression model is described and the coefficients are obtained by least square method to fit data obtained from the optical transducer and SO_2 from commercial blood gas analyzer (ABL 5, Radiometer, Copenhagen). Attachment of the transducer to the extracorporeal tubings is made by a transparent connector with minimal perturbation to the blood flowing through the perfusion lines. Four transducers were manufactured to test the repeatability of the measurements. The functioning of the transducers was evaluated in vitro using a mock extracorporeal circulation system and canine blood and in vivo during surgeries with CPB.

Material and Methods

The optical transducer uses the principle of light reflection from blood flowing through the tubings of the CPB system. The transducer has a photodiode (BPW34, TEMIC Semiconductors) and two LEDs with emission peaks at 660 nm (BR2262S, Stanley) and

925 nm (BN501, Stanley). A transparent connector was designed to attach the transducer to the extracorporeal tubing. The transducers were tested in vitro on a mock CPB system (Figure 2) and in vivo (Figure 3) during extracorporeal surgeries in patients.

Results

Data in Figure 4 show the relationship between the SO_2 determined with the reflectance transducers and the SO_2 determined by commercial gasometric equipment on a mock circulation set up. The correlation index (r^2) determined was 0.9979 ± 0.0004 . The differences found between the SO_2 values determined are shown in Figure 5. The difference was $0.0 \pm 0.6\%$. The coefficients A, B and C obtained in vitro by the 4 studied transducers are shown in the Table 1.

The results obtained during CPB in vivo comparing the SO_2 determined with the reflectance transducers and the SO_2 determined by commercial gasometric equipment are shown in Figure 6. The correlation index (r^2) determined in vivo was 0.87 ± 0.05 . The differences found between the SO_2 values determined in vivo are shown in Figure 7. The difference was $0.0 \pm 4.6\%$. The coefficients A, B and C obtained in vivo by the 4 studied transducers are shown in Table 2.

Discussion and Conclusion

An optical reflectance transducer was evaluated experimentally in vitro and during clinical SO_2 monitoring in patients ($n = 16$). In the in vitro test with canine blood a correlation index (r^2) of 0.9979 ± 0.0004 was obtained between SO_2 values determined by commercial gasometric and optical measurements and the differences is $0.0 \pm 0.6\%$. Results obtained in vivo showed a correlation index (r^2) of 0.87 ± 0.05 between SO_2 values determined by commercial gasometric and optical measurements and the differences was $0.0 \pm 4.6\%$. The results demonstrate the applicability of the optical reflectance principle to the measurement of SO_2 in CPB arterial and venous lines.

Introdução

A monitoração contínua dos gases sanguíneos durante as cirurgias com circulação extracorpórea (CEC) permite avaliar a oxigenação dos tecidos (Baraka, 1992; Sadel, 1995; Sethia e Wheatley, 1986; Simpson, 1986). A utilização de bombas com fluxo contínuo no período de CEC resulta no desaparecimento da pulsatilidade normalmente observada no fluxo arterial, o que impossibilita o emprego de oxímetros de pulso para monitoração da SO_2 . Nestas situações, a medição da SO_2 é feita em amostras de sangue por equipamentos laboratoriais de análises eletroquímicas ou espectrofotométricas. Este tipo de medição não permite a monitoração da SO_2 em tempo real, visto que existe um atraso entre a coleta do sangue e o resultado da análise. Estudos anteriores demonstraram a viabilidade de se medir a SO_2 em tempo real durante a CEC através de reflectância (Gamero *et al.*, 2001; Vurek, 1973) e transmitância óptica (Ushizima *et al.*, 2001). Sabe-se que a absorção da luz varia em função do comprimento de onda e da concentração de hemoglobina oxigenada e desoxigenada (Horecker, 1943). A intensidade luminosa refletida no comprimento de onda de 660 nm apresenta grande variação com a SO_2 quando comparada com a intensidade luminosa refletida em 925 nm (Horecker, 1943; Johnson, 1970). Neste trabalho apresentamos um transdutor que utiliza o princípio da reflectância óptica para medição da SO_2 do sangue nas linhas de perfusão arterial e venosa. A relação entre a SO_2 e a luz refletida é, em geral, determinada empiricamente (Shepherd *et al.*, 1989; Steinke e Shepherd, 1987; Suga *et al.*, 1989; Takatini *et al.*, 1988; Zdrojkowski e Pisharoty, 1970) dada a dificuldade de se modelar o efeito do espalhamento da luz no sangue íntegro (Anderson e Sekelj, 1967; Kramer *et al.*, 1951). Neste trabalho foi utilizada uma equação determinada a partir de procedimentos experimentais, que relaciona a SO_2 e as intensidades luminosas refletidas nos comprimentos de onda de 660 nm e 925 nm.

Métodos

O transdutor óptico utiliza um fotosensor (BPW34, TEMIC Semiconductors) e 2 emissores de luz (LEDs), um com pico de emissão no comprimento de onda de 660 nm (BR2262S, Stanley) e outro no comprimento de onda de 925 nm (BN501, Stanley). Os componentes ópticos são fixados em uma estrutura de alumínio (Figura 1a) permitindo posicionar os LEDs e o fotosensor com grande proximidade, e impedindo a transmissão direta de luz dos LEDs para o fotodiodo. O transdutor é acoplado aos tubos de CEC através de um conector

especialmente projetado para permitir a medição da SO_2 sem alterar significativamente o escoamento do sangue na tubulação. Este conector (Figura 1b) é injetado em policarbonato com diâmetro interno de 9,375 mm (3/8") e uma superfície plana para posicionamento do transdutor óptico de maneira que a luz incidente sobre o sangue seja refletida e captada pelo fotosensor.

A saturação de oxigênio foi calculada a partir da equação 1:

$$SO_2 = A \cdot \left(\log \frac{I_{660}}{I_{925}}\right)^2 + B \cdot \left(\log \frac{I_{660}}{I_{925}}\right) + C \quad (1)$$

onde: SO_2 : Saturação de oxigênio; I_{660} : Intensidade luminosa refletida no vermelho; I_{925} : Intensidade luminosa refletida no infravermelho.

Os coeficientes A, B e C são obtidos pelo método dos mínimos quadrados da análise de regressão que relaciona as intensidades luminosas refletidas, e a SO_2 determinada por aparelho de gasometria comercial (ABL 5, Radiometer, Copenhagen).

Para avaliação da medição por reflectância óptica foram realizados testes *in vitro* utilizando um sistema que permite controlar a SO_2 simulando possíveis alterações observadas durante uma cirurgia cardíaca com CEC. O sistema utilizado está ilustrado esquematicamente na Figura 2. Este sistema é composto por uma bomba peristáltica (Bioengenharia - InCor, HC-FMUSP, São Paulo), um trocador de calor (Bioengenharia - InCor, HCFMUSP, São Paulo) e um oxigenador de Bolhas (Físics - Biofísica, São Paulo).

Variações controladas da SO_2 no sangue foram obtidas utilizando-se uma mistura gasosa de oxigênio,

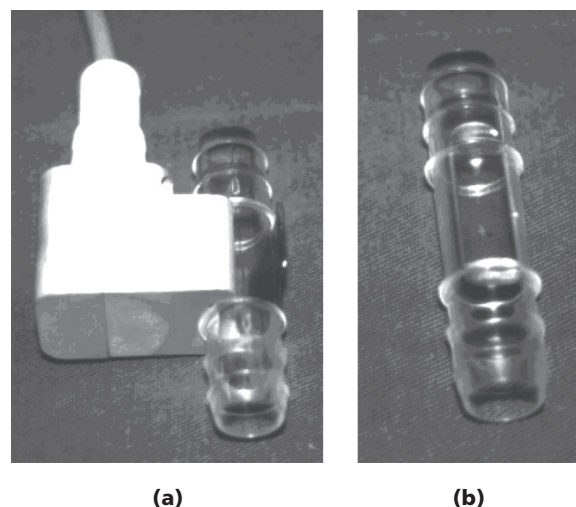


Figura 1. Transdutor óptico acoplado ao conector (a) e conector descartável (b). **Figure 1.** Optical transducer coupled to the connector (a) and disposable connector (b).

nitrogênio e gás carbônico, cujos fluxos foram controlados por rotâmetros (Matec Flow, São Paulo). Os testes foram realizados utilizando-se sangue canino heparinizado, diluído com soro fisiológico nos hematócritos de 36, 27 e 23%, para preenchimento do sistema de teste com um volume de 1 litro sob temperatura mantida em 37 °C (310,15 °K) e fluxo de 3 L/min. Os valores de pressão parcial de oxigênio (pO_2) do sangue, pressão parcial de gás carbônico (pCO_2), logaritmo negativo do potencial hidrogeniônico (pH) e excesso de base (EB) do sangue foram ajustados para a faixa fisiológica [pO_2 : 50-120 mmHg (6,67-16 kPa), pCO_2 : 35-45 mmHg (4,7-6 kPa), pH: 7,35-7,45 e EB: +2 e -2]. O desempenho dos transdutores foi avaliado em 16 cirurgias cardíacas com CEC, realizadas no Instituto do Coração do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, através de protocolo aprovado pela Comissão Científica e de Ética da FMUSP. Foram utilizados 4 transdutores posicionados nas linhas arterial e venosa do circuito de CEC. Nas cirurgias, os 4 transdutores foram alternados entre linha arterial e

venosa para que fossem submetidos a uma faixa de SO_2 entre 60 e 100%. A Figura 3 ilustra esquematicamente o posicionamento dos conectores no circuito de circulação extracorpórea. O conector venoso é colocado no tubo entre o paciente e o oxigenador e o conector arterial é posicionado entre a saída do oxigenador e o filtro sangüíneo arterial.

Resultados

A seguir são apresentados os resultados, utilizando a média e desvio padrão, obtidos *in vitro* e *in vivo*. No teste *in vitro*, foram colhidas 27 amostras de sangue, nos hematócritos de 36, 27 e 23%. A SO_2 variou entre 53 e 100%. A relação entre a SO_2 determinada pelo oxímetro de CEC (SO_2 Oximetria) e a SO_2 determinada por aparelho comercial de gasometria (SO_2 Gasometria) está ilustrada na Figura 4.

Os coeficientes de correlação entre os valores da saturação de oxigênio medidos nos testes *in vitro* para cada transdutor são apresentados na Tabela 1 com valor médio e desvio padrão de $r^2 = 0,9979 \pm 0,0004$.

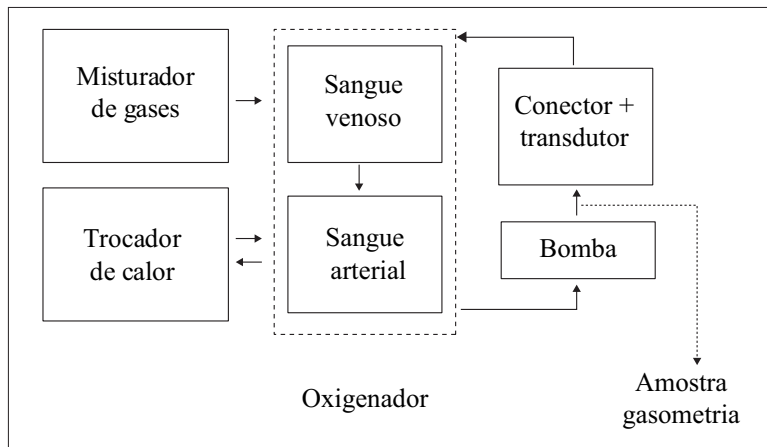


Figura 2. Diagrama de blocos do sistema de simulação de CEC. **Figure 2.** Block diagram of the CPB mock up system.

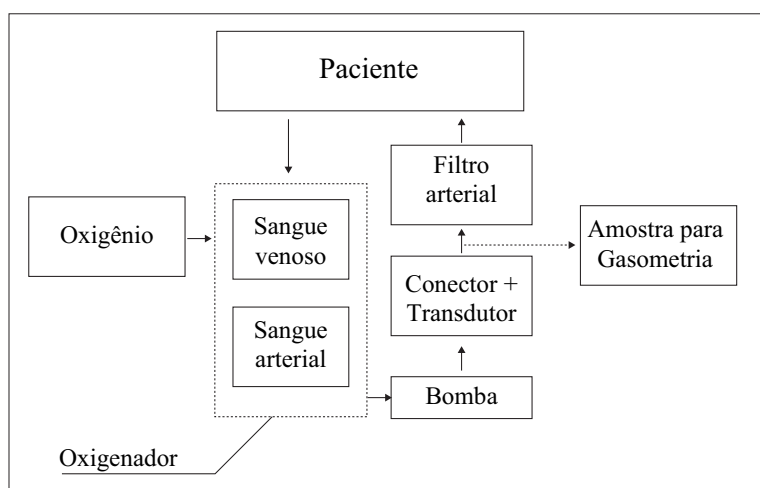


Figura 3. Diagrama de blocos ilustrando a posição dos transdutores no circuito de CEC. **Figure 3.** Block diagram showing the position of the transducers in the CPB circuit.

A diferença entre a saturação de oxigênio determinada por reflectância óptica (SO₂) e por gasometria (SO₂G) no teste *in vitro* é apresentada na Figura 5. A maior diferença absoluta encontrada para SO₂ acima de 90% é de 1,1%, para SO₂ entre 70% e 90% é de 1,5% e para SO₂ abaixo de 70% é de 1,7%.

Foram colhidas 227 amostras de sangue em 16 cirurgias com CEC com variação da SO₂ entre 60 e 100%. A relação entre a SO₂ medida por reflectância óptica e a SO₂ medida por gasometria está ilustrada na Figura

6 por uma reta com coeficiente $r^2 = 0,87 \pm 0,05$.

A Tabela 2 apresenta os coeficientes da análise de correlação entre transdutores e dados da gasometria.

A diferença entre a SO₂ determinada pelos transdutores ópticos e por aparelho de gasometria é apresentada na Figura 7. Observa-se na figura que a maior diferença absoluta encontrada para SO₂ acima de 90% é de 8%, para SO₂ entre 70% e 90% é de 11% e para SO₂ abaixo de 70% é de 19%.

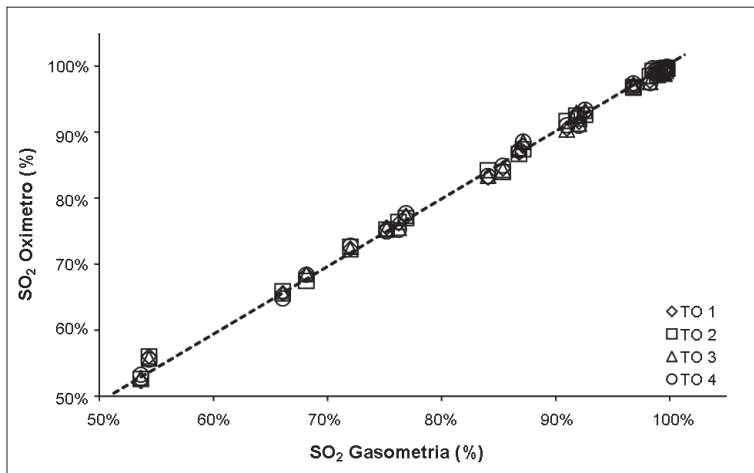


Figura 4. Relação entre a SO₂ obtida com os transdutores de reflectância óptica (SO₂ Oximetria) e medida por aparelho de gasometria (SO₂ Gasometria). **Figure 4.** Relationship between SO₂ measured by the optical reflectance transducers and a gasometric equipment.

Coefficientes	A	B	C	r ²
TO 1	-0,814	0,663	0,917	0,998
TO 2	-1,031	0,549	0,983	0,998
TO 3	-0,665	0,827	0,785	0,998
TO 4	-0,618	0,735	0,822	0,998

Tabela 1. Coeficientes A, B e C obtidos nos testes *in vitro* utilizando os transdutores ópticos (TO) construídos.

Table 1. Coefficients A, B and C obtained *in vitro* using the optical transducers developed.

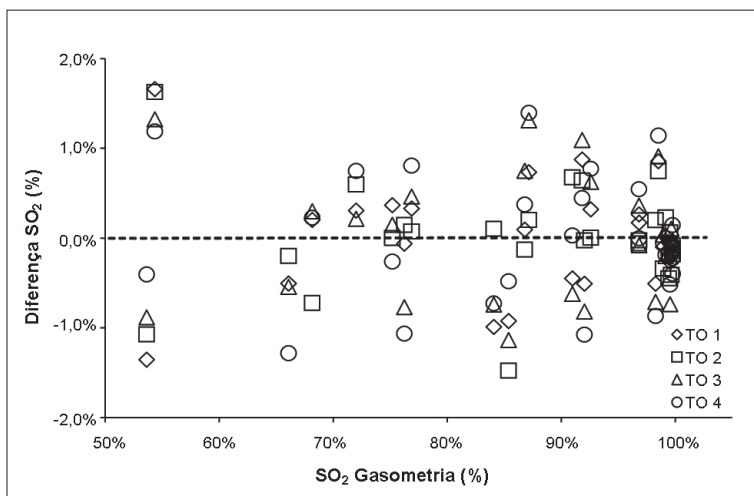


Figura 5. Diferença entre a SO₂ determinada *in vitro* por reflectância com os transdutores ópticos (TO) construídos e a determinada por gasometria. **Figure 5.** Difference between SO₂ determined by reflectance using the optical transducers designed and gasometric samples *in vitro*.

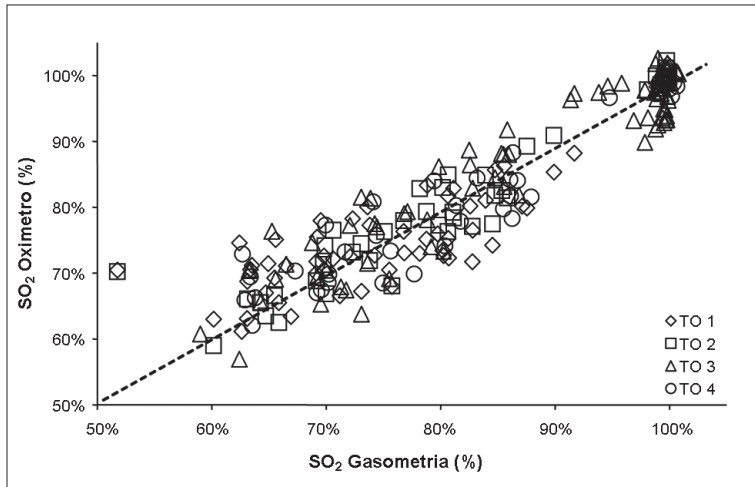


Figura 6. Correlação entre a SO_2 (%) determinada com o uso dos transdutores de reflectância e a SO_2 (%) medida por aparelho de gasometria ($n = 227$).

Figure 6. Correlation between the SO_2 (%) determined with the reflectance transducers and the SO_2 (%) determined by gasometric equipment ($n = 227$).

Coefficientes	A	B	C	r^2
TO 1	-0,049	0,701	0,857	0,799
TO 2	-0,628	0,643	0,921	0,928
TO 3	-1,019	1,049	0,792	0,879
TO 4	-0,307	0,858	0,806	0,865

Tabela 2. Coeficientes A, B e C dos transdutores ópticos utilizados nas cirurgias.

Table 2. Coefficients A, B and C of the optical transducers utilized in surgeries

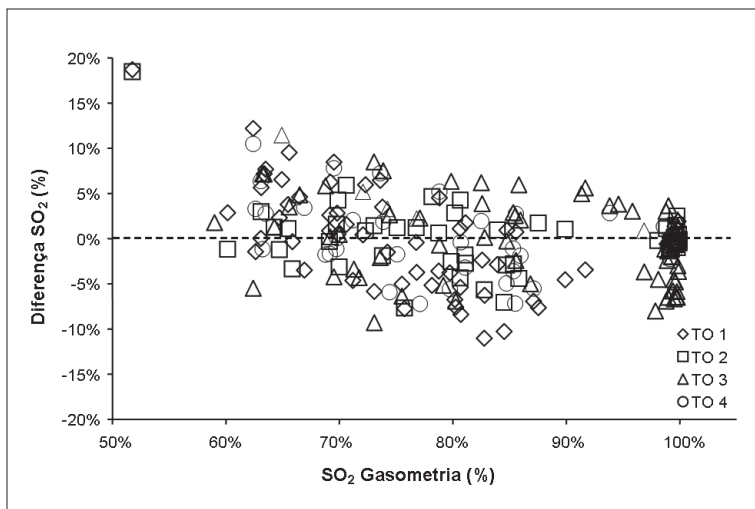


Figura 7. Diferença entre a SO_2 determinada por reflectância óptica em relação aos valores obtidos por gasometria.

Figure 7. Difference between the SO_2 determined by optical reflectance compared to values obtained using a gasometric commercial device.

Discussão e Conclusão

O desempenho do transdutor de SO_2 por reflectância óptica foi avaliado em experimentos *in vitro* e durante monitoração da saturação em cirurgias com CEC. O ensaio *in vitro*, realizado com sangue canino em três hemodiluições resultou em índice de correlação de $0,9979 \pm 0,0004$, entre as medições da SO_2 por reflectância óptica e aparelho de gasometria. A diferença encontrada para SO_2 acima de 90% é de 1,1%, para SO_2 entre 70% e 90% é de 1,5% e para SO_2 menor que 70% é de 1,7%. No uso clínico, alguns parâmetros mantidos fixos nos experimentos *in vitro* variam conforme

a necessidade ou condição metabólica do paciente, entre eles o fluxo, a hemodiluição, a temperatura, pH, pO_2 , pCO_2 e a concentração de 2-3 difosfoglicerato (2-3 DPG). Nestas condições, o índice de correlação obtido entre a medição por reflectância óptica e por gasometria foi de $0,87 \pm 0,05$. A diferença encontrada para SO_2 acima de 90% é de 8%, entre 70% e 90% é de 11% e abaixo de 70%, é de 19%. Os resultados encontrados neste trabalho demonstram a viabilidade de medir a SO_2 durante cirurgia com CEC utilizando reflectância óptica. O uso deste método para medição da saturação arterial e venosa pode contribuir para um

melhor controle da oxigenação do paciente submetido à circulação extracorpórea.

Agradecimentos

À FAPESP pelo apoio ao primeiro autor.

Referências

- Anderson, N.M., Sekelj, P. (1967), "Light-absorbing and scattering properties of nonhaemolysed blood", *Physics in Medicine and Biology*, v. 12, n. 2, p. 173-184.
- Baraka, A. (1992), "Pro: continuous venous oximetry should be used routinely during cardiopulmonary bypass", *Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia*, v. 6, n. 1, p. 105-108.
- Gamero, F.U., Ushizima, M.R., Cestari, I.A. (2001), "Real time monitoring of oxygen saturation in extracorporeal circulation using an optical reflectance transducer", *Artificial Organs*, v. 25, n. 11, p. 890-894.
- Horecker, B.L. (1943), "The absorption spectrum of hemoglobin and its derivatives in the visible and near infrared", *Journal of Biological Chemistry*, v. 148, p. 173-182.
- Kramer, K., Elam, J.O., Saxton, G.A., Elam Jr., W.N. (1951), "Influence of oxygen saturation, erythrocyte concentration and optical depth upon the red and near-infrared light transmittance of whole blood", *American Journal of Physiology*, v. 165, n. 1, p. 229-246.
- Johnson, C.C. (1970), "Near infrared propagation in blood", *Journal of the Association for the Advancement of Medical Instrumentation*, v. 4, n.1, p. 22-27.
- Sadel, S.M. (1995), "Safety and management of perturbations during cardiopulmonary bypass", In: *Cardiopulmonary Bypass: Principles and Techniques of Extracorporeal Circulation*, Ed.: C.T. Mora, New York: Springer-Verlag, p. 298-308.
- Sethia, B., Wheatley, D.J. (1986), "Adequacy of perfusion - General review", In: *Cardiopulmonary Bypass: Principles and Management*, 9th ed., Ed.: K.M. Taylor, Baltimore: Williams & Wilkins, p. 71-80.
- Shepherd, A.P., Randal, V.T., Steinke, J.M., Schmalzel, J.L. (1989), "An oximeter for measuring hemoglobin concentration and oxygen content", *American Journal of Physiology*, v. 275, n. 5, p. H1075-H1171.
- Simpson, J.C. (1986), "Oxygenation - General review", In: *Cardiopulmonary Bypass: Principles and Management*, 9th ed., Ed.: K.M. Taylor, Baltimore: Williams & Wilkins, p. 149-158.
- Steinke, J.M., Shepherd, A.P. (1987), "Diffuse reflectance of whole blood: model for a diverging light beam", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 34, n. 10, p. 826-834.
- Suga, H., Futaki, S., Ohgoshi, Y., Yaku, H., Goto, Y. (1989), "Arteriovenous oximeter for O₂ content difference, O₂ saturation, and hemoglobin content", *American Journal of Physiology*, v. 275, n. 5, p. H1712-H1716.
- Takatini, S., Noda, H., Takano, H., Akutsu, T. (1988), "A miniature hybrid reflection type optical sensor for measurement of hemoglobin content and oxygen saturation of whole blood", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 35, n. 3, p. 187-198.
- Ushizima, M.R., Mühlen, S.S., Cestari, I.A. (2001), "A low-cost transmittance transducer for measurement of blood oxygen saturation in extracorporeal circuits", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 48, n. 4, p. 495-499.
- Vurek, G.G., Kolobow, T., Pegram, S.E., Friauf, W.S. (1973), "Oxygen saturation monitor for extra-corporeal circulation applications", *Medical Instrumentation*, v. 7, n. 4, p. 262-267.
- Zdrojkowski, R.J., Pisharoty, N.R. (1970), "Optical transmission and reflection by blood", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 17, n. 2, p. 122-128.

