

MONITOR ÓPTICO DE SATURAÇÃO DE OXIGÊNIO NO SANGUE

por

L.P. MORAES¹ & C.R.S. VIEIRA²

RESUMO -- Durante uma cirurgia cardiopulmonar torna-se necessário monitorar o nível de saturação de oxigênio no sangue. A retirada de amostras de forma invasiva, para uma medição discreta, podem agravar a perda de sangue e aumentar o risco de infecção. Este trabalho visa a construção de um aparelho utilizando técnicas espectrofotométricas, para medir o nível de saturação do oxigênio do sangue de forma extracorpórea. A grande vantagem deste aparelho é utilizar uma realimentação ótica não só para equalizar o nível de saída das fontes luminosas, mas compensar as variações do nível de hematócrito, assegurando uma dada penetração de luz no sangue. Utiliza-se fontes de luz com alta intensidade em um curto intervalo de tempo de forma a melhorar a relação sinal/ruído.

INTRODUÇÃO

Denomina-se oximetria ao processo de monitoração do nível de saturação de oxigênio no sangue, e oxímetros os aparelhos com esta finalidade. Dentre os tipos existentes, têm-se os oxímetros para orelha e para pele (ditos oxímetros de transmissão), que determinam a saturação de oxigênio de forma não invasiva através da transmissão de uma camada de tecido ricamente vascularizada. Nestes processos, devido as propriedades óticas da pele, as medições devem ser feitas de forma relativa e não absoluta, uma vez que não existe uma uniformidade na pigmentação da pele para diferentes regiões do corpo (Mohapatra, 1975).

Os oxímetros de cubeta e de fibra óptica (ditos oxímetros de reflexão) necessitam de perfurar a pele e o vaso sanguíneo para retirar amostras de sangue ou permitir a inserção de um cateter de fibra óptica, dentro do sistema vascular. A desvantagem destes processos é a eventual perda de sangue, para análise discreta de amostras do paciente, além de aumentar o risco de infecção (Vurek, 1973).

¹Engenheiro do Grupo Executivo de Manutenção e Desenvolvimento Eletrônico, Centro de Tecnologia, Bloco H - Sala: 108, GEMD-ELETRÔNICA - Caixa Postal: 68.533, CEP: 21.941, Rio de Janeiro - RJ, Brasil; Mestrando do Programa de Engenharia Biomédica COPPE/UFRJ.

²Professor Adjunto do Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ

Alguns oxímetros não permitem a compensação de flutuações do hematócrito, o que gera leituras inconsistentes para várias amostras de sangue, contendo diferentes níveis de hematócrito. Outros oxímetros permitem ajustar manualmente a intensidade das fontes de luz, de forma a compensar as variações do nível de hematócrito, porém, isto resulta em uma profundidade de penetração, do fóton, não uniforme, na amostra de sangue. Em decorrência disto têm-se:

- Se o nível de hematócrito for baixo, a baixa densidade óptica do sangue permitirá que a luz o atravesse, sendo refletida nas paredes da cubeta e transmitida de volta para o sensor, ocasionando erro de leitura.
- Se o nível de hematócrito for alto, a alta densidade óptica do sangue tenderá a refletir na superfície do sangue ocorrendo, também, erro de leitura. Deste modo, a luz refletida de volta para o sensor será baixa, devido a alta absorção de da hemoglobina (Jansen, 1971), proporcionando uma relação sinal/ruído baixa.

Além disto, fatores tais como velocidade do fluxo sanguíneo; turbulência; microembolia; interação entre fonte de luz, paredes da cubeta e fotossensor, devem ser levados em consideração.

Este projeto, em questão, visa o desenvolvimento de um oxímetro de cubeta em circulação extracorpórea para uso, principalmente em cirurgia cardiopulmonar, com vantagem de não ser necessária a retirada de forma invasiva de amostras, para medições discretas, que acarreta a perda de sangue e aumenta o risco de infecção do paciente. Procurou-se eliminar os inconvenientes anteriormente apontados sem perder exatidão no resultado das medidas.

METODOLOGIA

O projeto do oxímetro, fundamenta-se na propriedade espectrofotométrica das hemoglobinas oxigenadas (oxihemoglobinas) ou reduzidas (desoxihemoglobinas) em apresentarem refletividade diferentes quando submetidas a radiações incidentes de diferentes comprimentos de onda, conforme mostrado na figura 1.

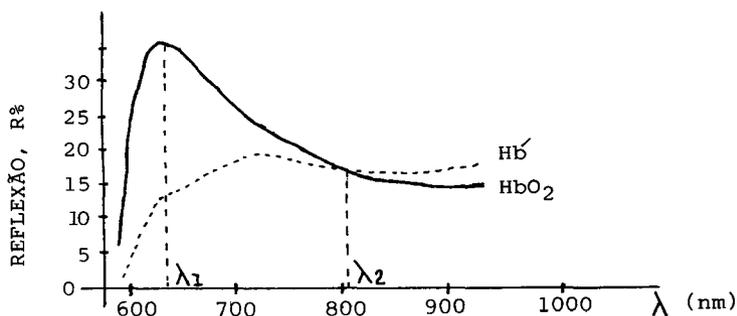


Figura 1 - Curva do espectro de reflexão da oxihemoglobina (HbO₂) e da desoxihemoglobina (Hb) em função do comprimento de onda (λ), (Volz, 1979).

Unidade de Controle -- Além de ativar, controla a luminosidade das fontes λ_1 e λ_2 . Esta luminosidade é função da corrente de excitação dos LED's (em torno de 100mA para o LED vermelho e 5mA para o LED infravermelho), que por sua vez é função da densidade de hematócrito da amostra.

Unidade de Temporização -- Controla o tempo de abertura e fechamento das chaves CH1, CH2, CH3 e CH4 e ativa a unidade de controle.

Amplificador do Sensor -- Amplifica o sinal proveniente do sensor.

Tensão de Referência -- Fornece tensão para o amplificador de saída, além de ajustar o nível da profundidade de penetração das fontes de luz na amostra.

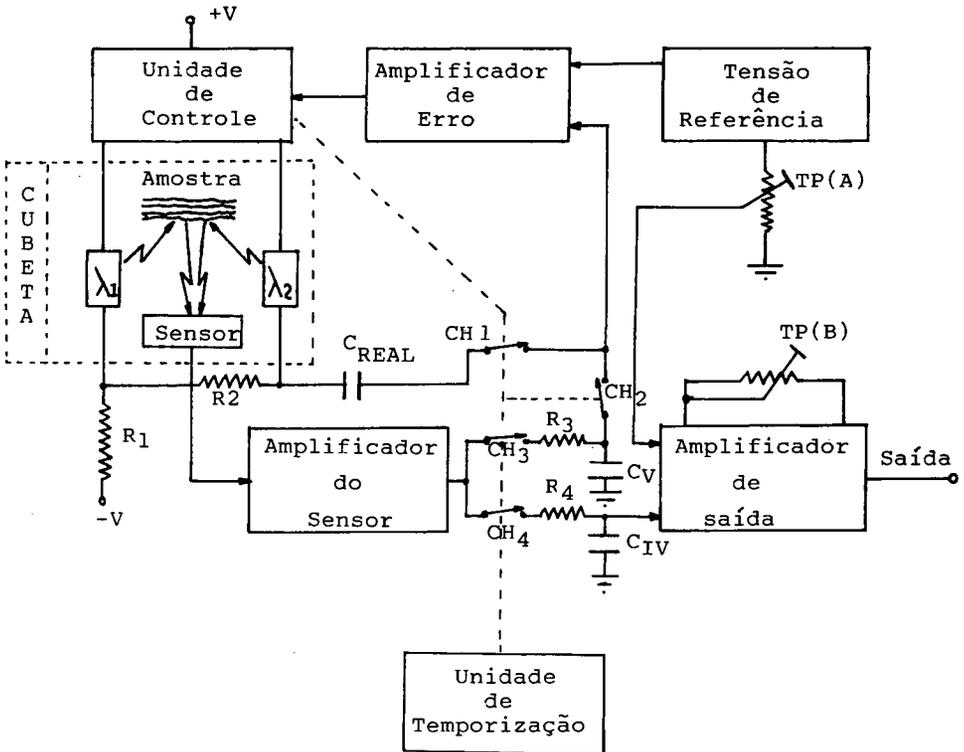


Figura 2 - Diagrama de blocos do oxímetro

Amplificador de Erro -- Estabelece um sinal de erro que é função da diferença entre a tensão de referência e a tensão no capacitor C_V .

Amplificador de Saída -- Permite que se ajuste, através dos trimpots **TP(A)** e **TP(B)**, as constantes **A** e **B** conforme a equação (1).

Neste método de medição escolhe-se λ_2 (805nm), na região espectral do infravermelho, como sendo o ponto de referência onde a refletividade da oxihemoglobina e da desoxihemoglobina são iguais. Para amplas variações no nível do hematócrito, este ponto permanece o mesmo.

Como segundo ponto de medição, também chamado de ponto de de tecção, utiliza-se λ_1 (660nm), região espectral do vermelho, apresentando uma absorção fortemente dependente da concentração de oxihemoglobina (Mohapatra, 1975) e exibindo uma diferença máxima de refletividade entre os espectros. Esta característica é importante para assegurar-se maiores diferenças de refletividade em todos os níveis de saturação de oxigênio, garantindo-se uma melhor relação sinal/ruído em todas as medições. Desta forma, melhora-se a exatidão das medidas mesmo em baixos níveis de refletividade.

Para se determinar a saturação de oxigênio do sangue, acha-se o quociente entre as intensidades luminosas refletidas nos respectivos comprimentos de onda, eliminando-se os efeitos de espalhamento de luz, devido a diferenças no formato e tamanho dos eritrócitos, no tamanho e concentração das células brancas, etc. (Polanyi, 1960). Assim,

$$SO_2 = A + B \frac{I_R(\lambda_2)}{I_R(\lambda_1)} \quad (1)$$

Onde:

$I_R(\lambda_1)$ - é a intensidade de luz difusamente refletida no comprimento de onda λ_1

$I_R(\lambda_2)$ - é a intensidade de luz difusamente refletida no comprimento de onda λ_2 .

A e B - Constantes que são funções da geometria do instrumento, do comprimento de onda e da intensidade de luz incidente.

DESCRIÇÃO GERAL DO OXÍMETRO

A figura 2 apresenta o diagrama de blocos funcional do oxímetro, que será discutido a seguir:

λ_1, λ_2 -- São fontes de luz que deverão possuir uma largura de faixa estreita, para boa seletividade, tais como lasers, LED's, lâmpadas incandescentes ou a vapor de gás equipados com um filtro. Neste caso, serão utilizados dois pares de LED's com comprimento de onda de 660nm e 900nm, respectivamente, e faixa de emissão da ordem de 50nm, localizados próximos a amostra (Shepherd, 1984). Cada par de LED's iluminará, alternadamente o sangue à medida que ele flui através de uma cubeta, numa frequência próxima a 60 Hz e ciclo de trabalho em torno de 1%.

Sensor -- Deve possuir uma resposta relativamente plana para λ_1 e λ_2 . Utilizou-se um fototransistor, que deverá localizar-se próximo a amostra (Schmitt, 1986).

Pela figura 2, duas formas de realimentação opto-eletrônicas são utilizadas:

a) A primeira malha de realimentação controla o nível de radiação emitida pela fonte λ_1 . Este nível de radiação, captado pelo sensor e devidamente amplificado, carrega o capacitor C_V , via CH3, e quando comparado com a tensão de referência, via CH2, gera um sinal de erro que atua na unidade de controle de forma a ajustar a luminosidade da fonte λ_1 , mantendo o nível da profundidade de penetração do fóton, na amostra de sangue. Desta forma, assegura-se que o nível de radiação emitida pela fonte λ_1 será proporcional a quantidade de hematócrito contida na amostra de sangue. Assim, consegue-se compensar automaticamente os níveis de hematócrito da amostra, além de manter-se uma boa relação sinal/ruído no sinal captado pelo sensor. Ao mesmo tempo, a chave CH1 fecha e permite que o capacitor CREAL desenvolva uma tensão proporcional a corrente que excita a fonte de radiação.

b) A segunda malha de realimentação controla o nível de radiação da fonte λ_2 , tomando como referência o nível de radiação da fonte λ_1 . De fato, a unidade de temporização ativa a fonte λ_2 , via a unidade de controle. O fechamento da chave CH1, gera um nível de erro, devido à comparação entre a tensão de referência e a tensão anteriormente armazenada no capacitor CREAL, que atuando na unidade de controle ajusta a luminosidade da fonte λ_2 . O fechamento da chave CH4, permite ao capacitor C_{IV} armazenar uma tensão que será proporcional ao nível de saturação de oxigênio da amostra de sangue.

Para determinar o nível relativo de saturação do sangue que está sendo examinado, subtrai-se da tensão armazenada no capacitor C_{IV} uma tensão representativa do nível de 100% de saturação de oxigênio. Desta forma, ajusta-se os trimpots TP(A) e TP(B) para fornecer 0volt na saída do amplificador para 0% de saturação de oxigênio do sangue e -1volt para 100% de saturação de oxigênio do sangue.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

O oxímetro encontra-se em fase de construção. Baseando-se em um equipamento importado, pretende-se construir um oxímetro que preencha a nossa realidade de mercado.

Inicialmente, devido a inexistência dos LED's (do tipo subminiatura) no mercado nacional, optou-se pelo desenvolvimento de todo o circuito eletrônico e durante a fase de testes, utilizar, somente, os LED's e o fototransistor da cabeça sensora do equipamento original.

Neste sentido, já consegue-se medir, com relativa exatidão, as amostras calibradas em percentuais de saturação de oxigênio fornecidas pelo fabricante do equipamento. Essas amostras consistem de duas cubetas moldadas em material plástico, havendo em cima de cada cubeta uma lâmina de material plástico de coloração avermelhada com pigmentação equivalente aos percentuais de oxigênio de 73.0

e 80.2%.

O objetivo a ser alcançado é medir-se níveis de saturação da ordem de 30 a 100%, com uma taxa de repetibilidade de 2 a 3% em toda faixa, para uma compensação automática dos níveis de hematócrito variando de 20 a 50%.

Pretende-se : Construir outras amostras padrões a fim de entender a faixa de calibração do oxímetro (obter as curvas de calibração do aparelho); levantar a relação sinal/ruído, principalmente, no níveis mais baixos de saturação de oxigênio, que para as amostras padrões, está em torno de 70dB; incluir um alarme com indicação tanto sonora, quanto visual, detectando alguma condição anormal de oxigenação e desenvolver uma cabeça sensora própria.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao total apoio fornecido pelo Laboratório do GEMD-Eletrônica, da Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ), à DMG Equipamentos Médicos Ltda pela cessão de um oxímetro importado e a todas as pessoas que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

REFERÊNCIAS

- 1 . Blom, W., and Villeneuve, V.H. (1974), "Evaluation of the Philips HB-oximeter", Medical and Biological Engineering, July, pp 537-545.
- 2 . Janssen, F.J. (1971), "The Principle Design and Features of a New Hb-oximeter", Medical and Biological Engineering, Volume 10, March, pp 9-22.
- 3 . Janssen, F.J. (1971), "A study of the Absorption and Scattering Factors of Light in Whole Blood", Medical and Biological Engineering, Volume 10, September, pp 231-240.
- 4 . Mohapatra, S. N., and Smith, C.W. (1975), "Infrared Isobestic Region for Whole Blood", Medical and Biological Engineering, Volume 13, November, pp 929-931.
- 5 . Polanyi, M.L. and Hehir, R.M. (1960), "New Reflection Oximeter", The Review of Scientific Instruments, Volume 31, April, pp 401-403.
- 6 . Schmitt, J.M., Meindl, J.D., and Mihm, F.G. (1986), "An Integrated Circuit-Based Optical Sensor for In Vivo Measurement of Blood Oxygenation", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Volume 33, February, pp 98-107.
- 7 . Shepherd, A.P., Kiel, J.W., and Riedel, G.L., "Evaluation of Light-Emitting Diodes for whole Blood Oxymetry", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Volume 31, November, pp 723-725.

- 8 . Volz , R.J., and Christensen, D.A. (1979), "A neonatal Fiber optic Probe for Oximetry and Dye Curves", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Volume 26, July, pp 416-422.
- 9 . Vurek, G.G., Kolobow, T., Pegram, S.E., and Friauf, W.S.(1973), "Oxygen Saturation Monitor for Extra-corporeal Circulation Applications", Medical Instrumentation, Volume 7 , September-October, pp 262-267.

OPTICAL MONITOR OF BLOOD OXYGEN SATURATION

Abstract -- During a cardiopulmonary surgery it becomes necessary to monitoring the level of blood's oxygen saturation. The with drawal of samples, invasively, for one discrete measurement, can aggravate blood loss and increase the hazard of infection. This job aims to construct a equipment, by using spectrophotometric technics, to measure the level of blood's oxygen saturation in extracorporeal circulation. The great advantage of this job is the optical feedback used, not only to equalize the output signal of the light sources, but compensating wide variations of the hematocrit levels by assuring uniform depth of penetrations of light into the blood. It uses light sources with high intensity in a brief period of time improving the signal/noise ratio.