

Oximetria de Pulso: Algoritmos de Cálculo

M.N. Oliveira Jr¹, M. Marcelino F^{o1}, J.T.F. Leite² e M.A.F.M. Melo²

(1) Laboratório de Engenharia Biomédica-DBR-UFPE

(2) Núcleo de Estudos e Tecnologia em Engenharia Biomédica-UEPB

Resumo -- Este trabalho apresenta os fundamentos do método de cálculo da SpO₂ e discute dois diferentes algoritmos. As vantagens e desvantagens de cada uma deles são ressaltadas. Através de alguns resultados comprova-se que a eliminação do componente DC do sinal não afeta o cálculo da SpO₂ e simplifica o tratamento analógico, proporcionando uma maior confiabilidade ao sistema.

Abstract -- This work presents the fundamental method of SpO₂ calculation and analysis of two different algorithms. The advantages and disadvantages of each one are discussed. It is shown that DC level elimination simplifies hardware and does not affect SpO₂ calculated values.

Introdução

O oxímetro de pulso é um equipamento largamente utilizado em procedimentos médicos onde o acompanhamento da saturação de oxigênio arterial faz-se necessário.

O oxímetro de pulso determina a *saturação de oxigênio funcional*, neste caso chamada de SpO₂:

$$SpO_2 \equiv SaO_2(\text{func.}) = \frac{[HbO_2]}{[HbO_2] + [Hb]} \times 100 \quad (1)$$

Metodologia

O método utilizado calcula a razão das absorbâncias da oxiemoglobina (HbO₂) e da desoxiemoglobina (Hb), em dois comprimentos de onda ($R = A_{660}/A_{940}$) e estabelece a relação com a saturação de oxigênio ($R \times SaO_2$).

O modelo de absorção óptica utilizado fundamenta-se na Lei de Beer-Lambert ($I = I_0 e^{-kcD}$), que relaciona a intensidade do feixe emergente (I) com a intensidade do feixe incidente (I₀). O expoente kcD é designado absorção e kc é a absorbância (A), ou seja, absorção por unidade de percurso óptico (Kevin¹).

O sinal obtido após passar-se um feixe de luz por um tecido translúcido (ponta do dedo) é composto de um componente AC ou pulsátil, o qual está associado à variação do percurso óptico devida à dilatação das artérias e capilares e de um componente DC que contém informações sobre os demais tecidos.

A obtenção da razão R a partir deste sinal se constitui nos algoritmos aqui discutidos.

Algoritmo 1: Componente AC normalizada

Neste algoritmo, a absorção é obtida normalizando-se a diferencial no tempo do sinal, pelo sinal total (dI/I).

$$\frac{dI}{I} = \frac{I_0 e^{-kcD} (-kc dD)}{I_0 e^{-kcD}} = -kc dD = -AdD \quad (2)$$

Realizando esta mesma operação para os feixes de luz vermelho (I₆₆₀) e infravermelho (I₉₄₀), e dividindo-se as duas equações resultantes, obtém-se a razão R :

$$\frac{-[KC]_{660} dD}{-[KC]_{940} dD} = \frac{A_{660} dD}{A_{940} dD} = \frac{A_{660}}{A_{940}} = R \quad (3)$$

As expressões $[KC]$ representam as absorbâncias conjuntas da HbO₂ e da Hb.

Algoritmo 2: Extração direta da absorção

Este algoritmo calcula o logaritmo do sinal (I) e em seguida faz a diferenciação no tempo, conforme Equações 4 e 5 (Yitzhak²).

$$\ln(I_0 e^{-AD}) = \ln(e^{-AD+K_0}) = -AD + K_0 \quad (4)$$

$$d(-AD + K_0) = -AdD \quad (5)$$

Aplicando-se este tratamento para I₆₆₀ e para I₉₄₀ e fazendo-se o quociente das duas equações, obtém-se:

$$\frac{-A_{660} dD}{-A_{940} dD} = \frac{A_{660}}{A_{940}} = R \quad (6)$$

A normalização feita pelo algoritmo 1 elimina o efeito da intensidade incidente (I₀) tornando a determinação da absorção óptica independente de variações e derivas do sensor opto-eletrônico. Entretanto, para que seja possível a normalização é necessária a aquisição do componente DC do sinal. A necessidade de operar-se com grandes componentes DC dificulta a amplificação do sinal e exige um conversor A/D de maior resolução, comprometendo a faixa de operação do instrumento e a acurácia do cálculo da SpO₂.

Como a influência de I_0 , no algoritmo 2, é eliminada diferenciando a função logaritmo do sinal, não há necessidade de se fazer a aquisição do nível DC.

Com o objetivo de testar o algoritmo 2 utilizou-se como sistema de aquisição um osciloscópio digital (Hitachi, VC-6545), conectado a um microcomputador IBM-compatível através da interface RS232C. O algoritmo de teste foi desenvolvido em QuickBasic e tem como saída as curvas apresentadas na Figura 1.

Usando-se uma curva de calibração típica (SCHMITT²) foi possível com este algoritmo calcular a SpO_2 a partir de sinais pletismográficos de diferentes amplitudes.

Resultados

As Figuras 2 e 3 mostram que diferenças de ganhos entre os sinais obtidos pelo feixe de luz vermelho e infravermelho não afetam o cálculo da SpO_2 , tendo apresentado o mesmo valor (96%), mesmo quando os sinais são atenuados de até 80%.

Conclusão

Os resultados obtidos com a implementação do algoritmo 2 mostram a sua validade, permitindo que o dimensionamento do módulo analógico e de conversão A/D seja feito para o tratamento apenas do componente AC.

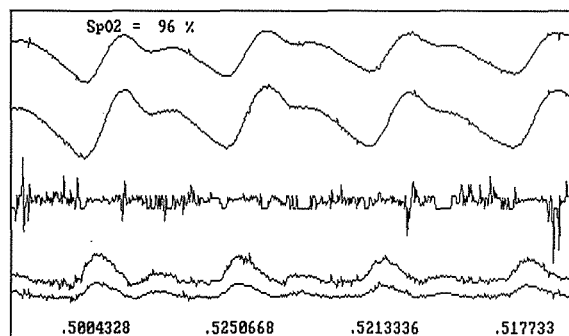


Figura 1. Respectivamente, de cima para baixo: curvas pletismográficas para o vermelho (I_{660}) e infravermelho (I_{940}), curva razão R, curvas absorção para I_{660} e I_{940} e valores médios da razão R calculados nos últimos cinco ciclos. O cálculo da razão R foi realizado no segmento vale-pico da curva pletismográfica.

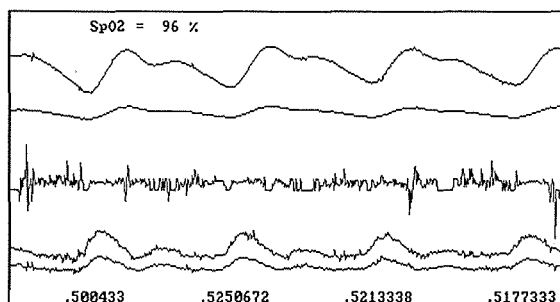


Figura 2: Cálculo da SpO_2 para um sinal I_{940} atenuado de 80%.

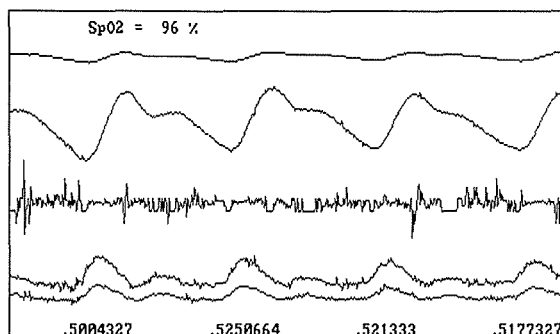


Figura 3. Cálculo da SpO_2 para um sinal I_{660} atenuado de 80%.

Referências Bibliográficas

- ¹TREMPER KT & BARKER SJ. Pulse oximetry. *Med. Int. Art* 70:98-108, 1989.
- ²SCHMITT JM. Simple Photon Diffusion Analysis of the effects of Multiple Scattering on Pulse Oximetry. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 38(12):1194-203, 1991.
- ³YITZHAK M. and KENT JC. Variations in optical absorption spectra of adult and fetal hemoglobins and its effect on pulse oximetry. *IEEE Trans. Biom. Eng.* 36(8):844-848, 1989.