

Ратманова Патриция Олеговна

Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова.

E-mail: patricia@neurobiology.ru.

119991, г. Москва, Ленинские горы, 1, стр. 12.

Тел.: 84959395486.

Литвинова Александра Сергеевна

E-mail: litvinova@neurobiology.ru.

Евина Елена Игоревна

E-mail: l_evina@list.ru.

Напалков Дмитрий Анатольевич

E-mail: napalkov@neurobiology.ru.

Богданов Ринат Равилевич

Московский областной научно-исследовательский клинический институт им. М.Ф. Владимирского.

E-mail: rinatbo@rambler.ru.

129110, г. Москва, ул. Щепкина, 61/2.

Тел.: 84956845738.

Ratmanova Patricia Olegovna

Lomonosov Moscow State University.

E-mail: patricia@neurobiology.ru.

1/12, Leninskie gory, Moscow, 119991, Russia.

Phone: +74959395486.

Litviniva Alexandra Sergeevna

E-mail: litvinova@neurobiology.ru.

Evina Elena Igorevna

E-mail: l_evina@list.ru.

Napalkov Dmitry Anatolievich

E-mail: napalkov@neurobiology.ru.

Bogdanov Rinat Ravilevich

M.F. Vladimirsky Moscow Regional Research Clinical Institute.

E-mail: rinatbo@rambler.ru.

61/2, Shepkina street, Moscow, 129110, Russia.

Phone: +74956845738.

УДК 615.471.03:616.152.21

В.М. Сидоренко

**ВЛИЯНИЕ РАЗМЕРОВ ЭРИТРОЦИТОВ НА РЕЗУЛЬТАТЫ
ПУЛЬСОКСИМЕТРИЧЕСКОГО ОПРЕДЕЛЕНИЯ УРОВНЯ
ОКСИГЕНАЦИИ КРОВИ**

Предложен метод учета влияния эффекта дискретности эритроцитов на результаты пульсоксиметрических измерений. Проведена оценка величины влияния этого эффекта на погрешность определения значения SpO_2 . Показано, что погрешность определения значения SpO_2 зависит от используемых в пульсоксиметре длин волн оптического излучения и размеров эритроцитов. На основании проведенных исследований предложен способ учета рассмотренного эффекта и даны рекомендации по его использованию при измерении уровня оксигенации крови с помощью пульсоксиметров.

Пульсоксиметр; кровь; эритроцит; взвесь; дискретность.

V.M. Sidorenko

INFLUENCE OF ERYTHROCYTE SIZES ON RESULTS OF OXIGENATION LEVEL MEASUREMENTS WITH HELP OF THE PULSOXIMETER

The method of the consideration of an influence of the erythrocytes discreteness effect on results of measurements with using of pulsoximeter is offered. The estimation of this effect influencing value on the error of definition SpO_2 value is conducted. It is founded, that the error of definition SpO_2 value depends from wavelengths of optical radiation used in the pulsoximeter and diameters of erythrocytes. The method for measurement SpO_2 value by the pulsoximeter with an allowance of erythrocytes sizes is offered.

Pulsoximeter; blood; erythrocyte; discreteness.

Важной задачей в современной медицине является определение значения оксигенации крови. Для решения этой проблемы используется пульсоксиметрия, которая позволяет неинвазивно измерять степень насыщения крови кислородом SpO_2 , которая связана с относительным содержанием окисленного и восстановленного гемоглобина

$$SpO_2 = C_{HbO_2} / (C_{HbO_2} + C_{Hb}), \quad (1)$$

где C_{Hb} и C_{HbO_2} – концентрации гемоглобина и оксигемоглобина соответственно [1, 3]. Пульсоксиметрия рассматривается как один из основных методов контроля жизнеобеспечения при операциях. Однако в ряде случаев пульсоксиметры могут не обеспечивать получение достаточно точных оксиметрических данных. Интересны результаты исследования по сравнению точности трех различных пульсоксиметров: Nellcor N-200, Nellcor N-3000 и Masimo SET при артериальной насыщенности кислородом в диапазоне от 100 до 75 %. До начала движения пальца с датчиком процент измеренных значений SpO_2 в пределах 7 % отклонения от контрольного значения был: N-200 – 76 %, N-3000 – 87 %, и Masimo – 99%. После цикла движений соответствующие значения были: N-200 – 68 %, N-3000 – 47 % и Masimo – 97 %. Эти данные свидетельствуют об увеличении погрешности измерений при уменьшении SpO_2 , превышающей приводимые в паспортах пульсоксиметров значения погрешности измерений на 1...2 %, которые, по-видимому, следует рассматривать как воспроизводимость приборов. Для более качественного определения физиологического состояния пациента необходимо выявить источники погрешности метода и, насколько возможно, минимизировать их влияние на результаты измерений. Работа пульсоксиметра основана на определении плотности потока прошедшего через объект электромагнитного излучения (ЭМИ) как функции оптической плотности объекта (участка живой тестируемой ткани, содержащей кровеносные сосуды с окисленным и восстановленным гемоглобином). При этом пульсоксиметр измеряет значение R [1,3]:

$$R = (\Delta I_{\lambda_1} / I_{\lambda_2}) / (\Delta I_{\lambda_2} / I_{\lambda_1}), \quad (2)$$

где I_{λ_1} , I_{λ_2} – плотности потока прошедшего через объект ЭМИ на длинах волн λ_1 и λ_2 , соответствующих разным оптическим плотностям восстановленного и окисленного гемоглобина; ΔI_{λ_1} , ΔI_{λ_2} – изменения плотностей потока прошед-

шего через ткань излучения при максимальном и минимальном кровенаполнении сосудов.

В пульсоксиметрах обычно используют ЭМИ в красном (λ_1) и инфракрасном (λ_2) оптических диапазонах [4,6]. Характеристики поглощения оптического излучения кровью на длинах волн λ_1 и λ_2 различаются за счет разного вклада, вносимого в них окисленным и восстановленным гемоглобином [2,3]. Для определения значения сатурации крови на основании измеренных значений R используют зависимость $SpO_2(R)$, полученную на основании (1), (2) и решения системы уравнений (3):

$$\begin{aligned}\ln(I_{0\lambda_1}/I_{\lambda_1}) &= \varepsilon_{\lambda_1}^{Hb} C_{Hb} d_1 + \varepsilon_{\lambda_1}^{HbO_2} C_{HbO_2} d_1 + k_{\lambda_1} d; \\ \ln(I_{0\lambda_1}/I'_{\lambda_1}) &= \varepsilon_{\lambda_1}^{Hb} C_{Hb} d_2 + \varepsilon_{\lambda_1}^{HbO_2} C_{HbO_2} d_2 + k_{\lambda_1} d; \\ \ln(I_{0\lambda_2}/I_{\lambda_2}) &= \varepsilon_{\lambda_2}^{Hb} C_{Hb} d_1 + \varepsilon_{\lambda_2}^{HbO_2} C_{HbO_2} d_1 + k_{\lambda_2} d; \\ \ln(I_{0\lambda_2}/I'_{\lambda_2}) &= \varepsilon_{\lambda_2}^{Hb} C_{Hb} d_2 + \varepsilon_{\lambda_2}^{HbO_2} C_{HbO_2} d_2 + k_{\lambda_2} d,\end{aligned}\quad (3)$$

где $I_{0\lambda_1}$, $I_{0\lambda_2}$ – плотности потока падающего на объект ЭМИ на длинах волн λ_1 и λ_2 ; $\varepsilon_{\lambda_1}^{Hb}$, $\varepsilon_{\lambda_2}^{Hb}$, $\varepsilon_{\lambda_1}^{HbO_2}$, $\varepsilon_{\lambda_2}^{HbO_2}$ – коэффициенты экстинкции гемоглобина Hb и оксигемоглобина HbO_2 для двух длин волн λ_1 и λ_2 [4]; d_1 и d_2 – толщины сосуда в момент максимума и минимума его кровенаполнения; d – толщина бескровных участков ткани; k_{λ_1} и k_{λ_2} – коэффициенты поглощения бескровных участков ткани на длинах волн λ_1 и λ_2 .

При записи системы уравнений (3) предполагалось, что кровь ведет себя как истинный раствор, однако с оптической точки зрения кровь может быть моделирована взвесью поглощающих свет эритроцитов в растворе [2, 4]. В [4] было установлено, что оптическая плотность поглощающего вещества при переходе из частиц взвеси в раствор изменяется. Это эффект был назван «эффектом дискретности частиц». Используя подход, изложенный в [4], рассмотрим метод учета влияния эффекта дискретности эритроцитов на результаты пульсоксиметрических измерений и численно оценим это влияние. Применительно к рассматриваемой задаче эффект дискретности эритроцитов заключается в том, что одинаковое количество гемоглобина, находящееся во взвеси и растворе, имеет разные оптические плотности (D_s и D_p), которые связаны фактором эффективности $Q_a^* = D_s/D_p$, [4,5]. При моделировании эритроцита однородной сферической поглощающей частицей значение Q_a^* можно рассчитать на основании соотношения [4,5]

$$Q_a^* = \frac{3}{2\rho} \left| 1 - \frac{2(1 - \exp(-\rho))}{\rho^2} + \frac{2 \exp(-\rho)}{\rho} \right|. \quad (4)$$

В (4) значение Q_a^* зависит от параметра $\rho = k_{\lambda} d_{\lambda}$, где k_{λ} и d_{λ} – показатель поглощения и диаметр эритроцитов. Из (4) следует, что фактор $Q_a^* \leq 1$, в результате чего $D_a \leq D_p$. Причем значение D_a/D_p убывает с ростом величины $\rho = k_{\lambda} d_{\lambda}$. Учитывая (4), перепишем систему уравнений (3) для пульсоксиметра:

$$\begin{aligned} \ln(I_{0\lambda 1}/I_{\lambda 1}) &= Q_{a\lambda 1}^* \varepsilon_{\lambda 1}^{Hb} C_{Hb} d_1 + Q_{a\lambda 1}^* \varepsilon_{\lambda 1}^{HbO_2} C_{HbO_2} d_1 + k_{\lambda 1} d_1; \\ \ln(I_{0\lambda 1}/I'_{\lambda 1}) &= Q_{a\lambda 1}^* \varepsilon_{\lambda 1}^{Hb} C_{Hb} d_2 + Q_{a\lambda 1}^* \varepsilon_{\lambda 1}^{HbO_2} C_{HbO_2} d_2 + k_{\lambda 1} d_2; \\ \ln(I_{0\lambda 2}/I_{\lambda 2}) &= Q_{a\lambda 2}^* \varepsilon_{\lambda 2}^{Hb} C_{Hb} d_1 + Q_{a\lambda 2}^* \varepsilon_{\lambda 2}^{HbO_2} C_{HbO_2} d_1 + k_{\lambda 2} d_1; \\ \ln(I_{0\lambda 2}/I'_{\lambda 2}) &= Q_{a\lambda 2}^* \varepsilon_{\lambda 2}^{Hb} C_{Hb} d_2 + Q_{a\lambda 2}^* \varepsilon_{\lambda 2}^{HbO_2} C_{HbO_2} d_2 + k_{\lambda 2} d_2. \end{aligned} \quad (5)$$

На основании (1), (2), (5) получено выражение для определения степени насыщения крови кислородом:

$$SpO_2 = \frac{Q_{a\lambda 1}^* \varepsilon_{\lambda 1}^{Hb} - R Q_{a\lambda 2}^* \varepsilon_{\lambda 2}^{Hb}}{Q_{a\lambda 1}^* (\varepsilon_{\lambda 1}^{Hb} - \varepsilon_{\lambda 1}^{HbO_2}) - R Q_{a\lambda 2}^* (\varepsilon_{\lambda 2}^{Hb} - \varepsilon_{\lambda 2}^{HbO_2})}. \quad (6)$$

Из выражения (6) следует, что определенное с помощью пульсоксиметра значение SpO_2 зависит от значений $Q_{a\lambda 1}^* = Q_{a\lambda 1}^*(k_{\lambda 1}, d_{\lambda 1})$, $Q_{a\lambda 2}^* = Q_{a\lambda 2}^*(k_{\lambda 2}, d_{\lambda 2})$ и, следовательно, от размеров эритроцитов.

Была проведена оценка значений факторов $Q_{a\lambda 1}^*$ и $Q_{a\lambda 2}^*$, определяющих влияние эффекта дискретности эритроцитов на рассчитанное значение SpO_2 . Экспериментально определялись спектры k_{λ} и значения d_{λ} , для чего из проб крови пациента, взятой из пальца, приготавливалась взвесь эритроцитов в физиологическом растворе. Для этого проводилось трехкратное центрифугирование образцов на центрифуге ОПн-ЗУХЛЧ в течение 10 минут. Общая концентрация эритроцитов N_{λ} и гистограмма распределения их по размерам в физиологическом растворе определялись с помощью микроскопа с окулярным микрометром и камеры Горяева. Затем эритроциты гемолизировались и измерялся спектр показателя поглощения гемолизированных эритроцитов $D_{p\lambda}$ на спектрофотометре СФ-46. С использованием значений N_{λ} , среднего диаметра эритроцитов d_{λ} и $D_{p\lambda}$ определялся спектр k_{λ} . В полученном спектре значения k_{λ} убывают с увеличением длины волны. Установлено, что значение $Q_{a\lambda 2}^*$, соответствующее инфракрасному излучению, близко к единице и его влияние по сравнению со значением $Q_{a\lambda 1}^*$ на результаты расчетов по формуле (6) мало.

На основании экспериментальных данных с помощью выражения (6) были получены зависимости $SpO_2(R)$ для трех пар длин волн и для двух диаметров эритроцитов, которые приведены на рис. 1. Представленные зависимости получены с использованием усреднения исходных данных, полученных в результате исследования 20-ти проб крови. При расчетах по формуле (6) считалось, что значения k_{λ} не меняются при изменении R .

Анализ полученных результатов показывает, что учет размеров эритроцитов может приводить к существенному изменению результатов определения значения SpO_2 на основании значения R . Причем при уменьшении степени оксигенации крови вклад эффекта дискретности эритроцитов в определяемую величину SpO_2 возрастает. Так, при значениях SpO_2 , находящихся в диапазоне 80-100 %, он минимален и составляет единицы процентов, а при значениях SpO_2 в районе 40 % игнорирование эффекта дискретности частиц приводит к погрешности 25-30 %. Причем конкретные величины этих вкладов зависят от используемых в пульсоксиметре длин волн ЭМИ.

Полученные данные позволяют выбрать оптимальные значения длин волн, при которых погрешность за счет дискретности эритроцитов минимальна. В то же время учет эффекта дискретности эритроцитов требует знания их диаметра, который определяется инвазивно. Это лишает пульсоксиметрию преимущества неинвазивности. Поэтому необходимо определять диаметр эритроцитов заранее, например, при общем анализе крови. Тогда искомое значение SpO_2 может быть рассчитано (например, с помощью встроенного в пульсоксиметр микропроцессора) с использованием (6) на основании измеренных значений R с учетом используемых длин волн излучения.

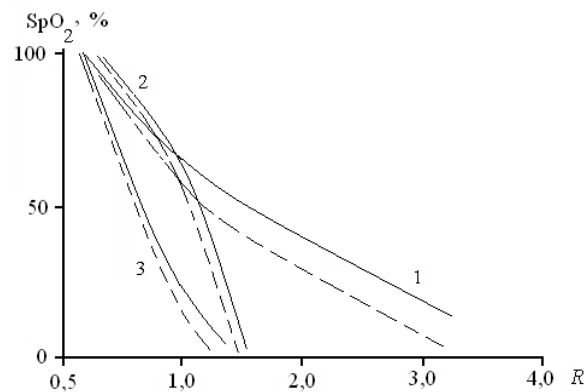


Рис. 1. Зависимости $SpO_2(R)$ с учетом эффекта дискретности эритроцитов:

1 – $\lambda_1 = 660$ нм, $\lambda_2 = 940$ нм; 2 – $\lambda_1 = 600$ нм, $\lambda_2 = 760$ нм; 3 – $\lambda_1 = 680$ нм,

$\lambda_2 = 920$ нм (— — — — — $d_s = 10$ мкм; - - - - - $d_s = 6$ мкм)

Таким образом, получена количественная оценка влияния эффекта дискретности эритроцитов на результаты пульсоксиметрических измерений и дано объяснение причин погрешностей, возникающих при определении значений SpO_2 , особенно заметных при низких значениях уровня оксигенации крови. Предложен способ учета рассмотренного эффекта и даны рекомендации по его использованию в практике неинвазивных измерений уровня оксигенации крови с помощью пульсоксиметров.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Бунятян А.А., Флеров Е.В. Применение пульсовой оксиметрии в анестезиологии // Медицинская техника. – 1993. – № 1. – С. 10-15.
2. Иржак Л.И. Гемоглобины и их свойства. – М.: Наука, 1975. – 240 с.
3. Крекс Е.М. Оксигеметрия. Техника. Применение в физиологии и медицине. – Л: Медгиз, 1959. – 22 с.
4. Duysens L.N. M. The flattening of the absorption spectrum of suspensions, as compared to that of solutions. Biochimica et Biophysica Acta. – 1956. – Vol. 9. – P. 345-350.
5. Сидоренко В.М. Молекулярная спектроскопия биологических сред. – М.: Высшая школа, 2004. – 199 с.

Сидоренко Владимир Михайлович

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет “ЛЭТИ”.
E-mail: vmsidorenko@mail.ru.
197376, г. Санкт-Петербург, ул. Профессора Попова, 5.
Тел.: 88122349071.

Sidorenko Vladimir Mixajlovich

Saint Petersburg Electrotechnical University “LETI”.
E-mail: vmsidorenko@mail.ru.
5, Professor Popov street, Saint Petersburg, 197376, Russia.
Phone: +78122349071.

УДК 612.172.4

М.А. Сидорова, А.В. Киреев

ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛ КАК ОДИН ИЗ НАИБОЛЕЕ ЦЕННЫХ ИСТОЧНИКОВ ДИАГНОСТИЧЕСКОЙ ИНФОРМАЦИИ О СОСТОЯНИИ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ ЧЕЛОВЕКА

Описаны основные достоинства метода электрокардиографии, делающие его в настоящее время одним из наиболее информативных среди неинвазивных методов исследования сердечной мышцы. Проведён анализ наиболее перспективных направлений развития метода электрокардиографии.

Электрокардиосигнал; отведение; информативность; диагноз.

M.A. Sidorova, A.V. Kireev

THE ELECTROCARDIOGRAM AS ONE OF THE MOST VALUABLE SOURCES OF THE DIAGNOSTIC INFORMATION ON THE CONDITION IT IS WARM-VASCULAR SYSTEM OF THE PERSON

The basic advantages of a method электрокардиографии doing it now by one of the most informative, among noninvasive methods of research of a cardiac muscle are described. The analysis of the most perspective directions of development of a method электрокардиографии is carried out.
Electrocardiogram; assignment; self-descriptiveness; diagnosis.