

ДВУХВОЛНОВАЯ РЕФРАКЦИОННАЯ ПУЛЬСОКСИМЕТРИЯ

В.А. Фираго, Н.В. Левкович, А.В. Лебедевский,
С. Г. Славинский, К.И. Шулико

ФРФикТ БГУ, Минск, Беларусь

E-mail: firago@bsu.by

Установлено, что применение формул двухволновой трансмиссионной пульсоксиметрии при использовании модуля пульсоксиметра МАХ30102 приводит к значительному смещению измеряемых значений сатурации SaO_2 гемоглобина артериальной крови кислородом. Показано, что учет оптических параметров биоткани позволяет выявить пути коррекции расчетных выражений SaO_2 в рефракционной пульсоксиметрии.

Ключевые слова: сатурация гемоглобина; рефракционная пульсоксиметрия; формулы пульсоксиметрии; модуль пульсоксиметра.

ВВЕДЕНИЕ

В медицине применяют два способа двухволновой пульсоксиметрии [1]. В первом трансмиссионном регистрируют потоки излучения двух светодиодов (красного цвета свечения R и инфракрасного IR), прошедшие через контролируемый участок тела (мочка уха, палец руки). Поскольку малые артериальные сосуды микроциркуляторного русла пульсируют, возникает амплитудная модуляция прошедшего излучения. Определяя размах пульсаций регистрируемых сигналов ΔI и их минимальное значение I_{\min} берут их отношение и далее на основе спектров поглощения оксигенированного HbO_2 и неоксигенированного Hb гемоглобина рассчитывают сатурацию артериальной крови SaO_2 при заданных значениях двух длин волн λ_1 и λ_2 , которые обычно соответствуют максимумам спектра излучения светодиодов (обычно 660 и 940 нм).

Применение модуля пульсоксиметра МАХ30102 [2, 3] позволяет минимизировать размеры датчика, поэтому его встраивают в различные устройства вплоть до браслета для фитнеса, позволяющего наряду с частотой пульса отслеживать и текущие значения SaO_2 . Его миниатюрная конструкция позволяет регистрировать излучение светодиодов (с максимумами спектра излучения на длинах волн 660 и 880 нм) которые рассеиваются кожей и подкожной тканью и попадают на рядом расположенный кремниевый фотоприемник. МАХ30102 относят к классу рефракционных пульсоксиметров, что требует более тщательного учета оптических характеристик ткани по сравнению с трансмиссионной пульсоксиметрией. Действительно проведенные нами измерения SaO_2 на дистальной фаланге среднего пальца руки группы людей при применении МАХ30102 и формул трансмиссионной пульсоксиметрии показывают существенное зани-

жение получаемых значений. В документации производителя [3] приводится аппроксимационная формула для расчета значений $SaO_2 = 104 - 17R$, где $R = (\Delta I_R / I_{Rmin}) / (\Delta I_{IR} / I_{IRmin})$, при использовании которой показания на 1–2% ниже, чем образцового пульсоксиметра. Формула для определения SaO_2 в фитнес браслетах [2] на основе MAX30102, которые располагаются на запястье руки, имеет другой вид $SaO_2 = 108,1 + 5,9\gamma - 44,6\gamma^2$, где $\gamma = \ln(\Delta I_{IR} / I_{IRmin}) / \ln((\Delta I_R / I_{Rmin}))$. Причем как в документации [2], так и в исследовании [3] не поясняется каким образом были получены применяемые выражения. Эти факты указывают на необходимость рассмотрения влияния оптических свойств биоткани на вид выражения, используемого для расчета SaO_2 .

ФОРМУЛЫ ТРАНСМИССИОННОЙ И РЕФРАКЦИОННОЙ ПУЛЬСОКСИМЕТРИИ

При их выводе используют спектральные (молярные или натуральные) показатели поглощения HbO_2 и Hb , которые приведены на рис. 1. В видимой области спектра значения $\mu_a^{HbO_2}(\lambda)$ и $\mu_a^{Hb}(\lambda)$, скорректированные с учетом фактора упаковки гемоглобина в сосудах, становятся заметно меньше.

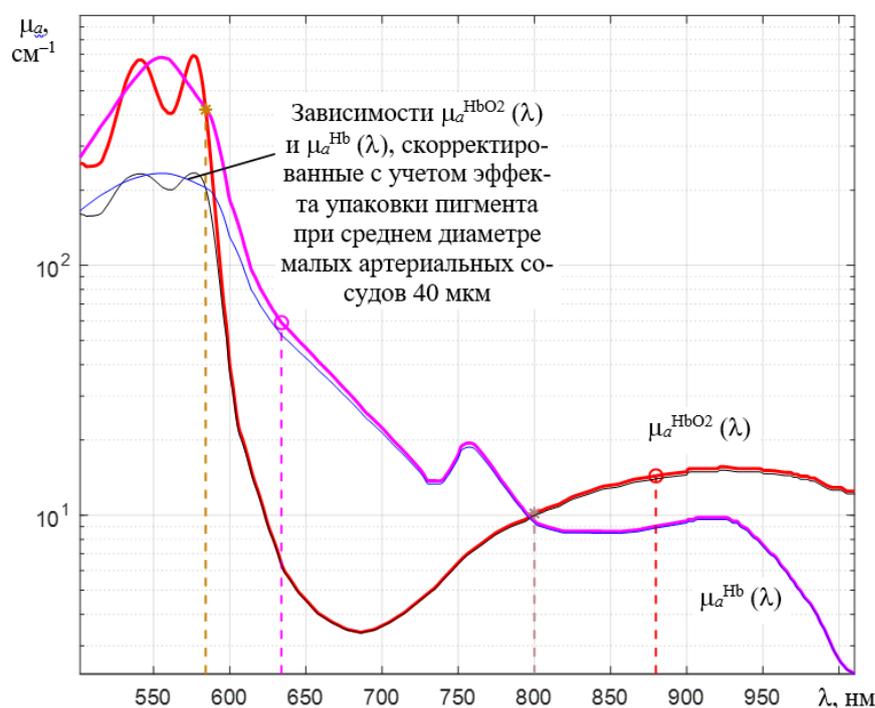


Рис. 1. Натуральные спектральные показатели поглощения излучения HbO_2 и Hb гемоглобином и их скорректированные зависимости при учете фактора упаковки «пигмента» (гемоглобина в эритроцитах и крови в сосудах) при среднем диаметре внутреннего просвета малых пульсирующих артериальных сосудов 40 мкм

Натуральный спектральный показатель поглощения излучения оксигенированного и неоксигенированного гемоглобина рассчитывается через соответствующие табулированные их молярные показатели поглощения $\kappa^{\text{HbO}_2}(\lambda)$ и $\kappa^{\text{Hb}}(\lambda)$, которые можно найти в [4]. Тогда, при обозначении $S_{\text{aO}_2} = S_a$, натуральный показатель поглощения артериальной крови имеет вид

$$\mu^{\text{bla}}(\lambda, C_{mV}^{\text{Hb}}, S_a, C_V^{\text{bla}}) = C_{mV}^{\text{Hb}} C_V^{\text{bla}} \left[S_a \kappa^{\text{HbO}_2}(\lambda) + (1 - S_a) \kappa^{\text{Hb}}(\lambda) \right], \quad (1)$$

где C_V^{bla} – объемная концентрация артериальной крови в единичном объеме ткани (обычно 30 % от концентрации всей крови $C_V^{\text{bl}\Sigma}$), C_{mV}^{Hb} – массовая концентрация общего содержания гемоглобина в крови (около 150 г/л). Зависимости на рис. 2, иллюстрируют влияние сатурации гемоглобина крови на спектральные показатели поглощения крови и ткани.

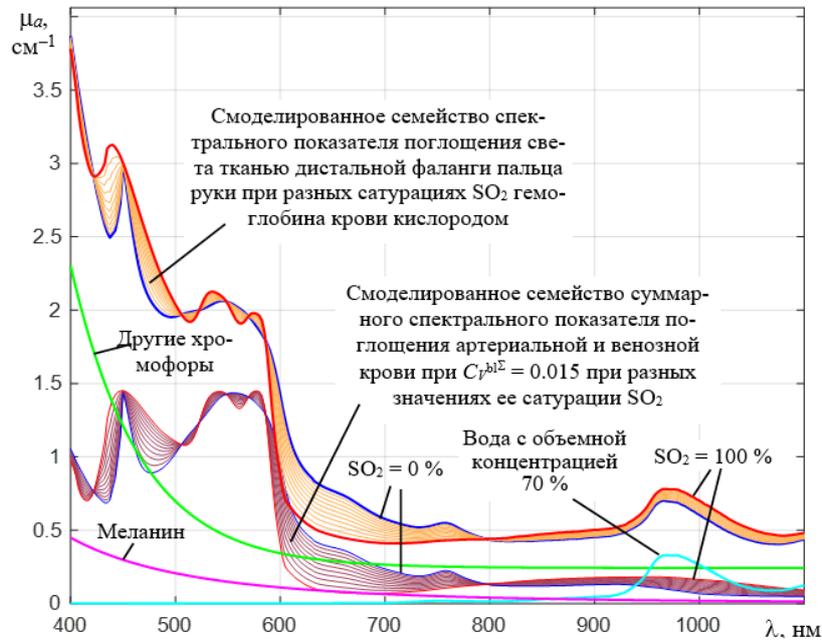


Рис. 2. Приближенные спектральные зависимости показателя поглощения ткани, учитывающие поглощение крови, воды, меланина и других тканей при среднем диаметре сосудов микроциркуляторного русла 29 мкм и изменении сатурации гемоглобина крови кислородом от 0 до 100 % с шагом 10 %

Разделив регистрируемый сигнал на пульсирующую и неппульсирующую составляющие и взяв отношение сигналов, получим выражение

$$\frac{I_{\max}(\lambda_1)}{I_{\min}(\lambda_1)} = 1 + \frac{\Delta I(\lambda_1)}{I_{\min}(\lambda_1)} = \frac{e^{-[S_a \kappa_m^{\text{HbO}_2}(\lambda_1) + (1 - S_a) \kappa_m^{\text{Hb}}(\lambda_1)] C_{mV}^{\text{Hb}} C_V^{\text{bla}}}_{\min}}{e^{-[S_a \kappa_m^{\text{HbO}_2}(\lambda_1) + (1 - S_a) \kappa_m^{\text{Hb}}(\lambda_1)] C_{mV}^{\text{Hb}} C_V^{\text{bla}}}_{\max}}, \quad (2)$$

которое позволяет после дальнейших преобразований получить формулу

для трансмиссионной двухволновой пульсоксиметрии

$$SaO_2 = S_a = \frac{\kappa_m^{Hb}(\lambda_1) - \alpha \kappa_m^{Hb}(\lambda_2)}{\kappa_m^{Hb}(\lambda_1) - \kappa_m^{HbO_2}(\lambda_1) - \alpha [\kappa_m^{Hb}(\lambda_2) - \kappa_m^{HbO_2}(\lambda_2)]}, \quad (3)$$

где $\alpha = \ln[1 + \Delta I(\lambda_1)/I_{\min}(\lambda_1)]/\ln[1 + \Delta I(\lambda_2)/I_{\min}(\lambda_2)]$.

Поступая аналогично для двухволновой рефракционной пульсоксиметрии при описании регистрируемых сигналов с помощью диффузионной функции Грина, можно получить похожее приближенное выражение

$$SaO_2 = S_a = \frac{\kappa_m^{Hb}(\lambda_1) - \alpha k(\lambda_1, \lambda_2) \kappa_m^{Hb}(\lambda_2)}{\kappa_m^{Hb}(\lambda_1) - \kappa_m^{HbO_2}(\lambda_1) - \alpha k(\lambda_1, \lambda_2) [\kappa_m^{Hb}(\lambda_2) - \kappa_m^{HbO_2}(\lambda_2)]}, \quad (4)$$

где $k(\lambda_1, \lambda_2) \approx \sqrt{[\mu'_s(\lambda_2) \mu_a^{bla}(\lambda_1)]/[\mu'_s(\lambda_1) \mu_a^{bla}(\lambda_2)]}$, где $\mu'_s(\lambda)$ и $\mu_a^{bla}(\lambda)$ – спектральные показатели приведенного рассеяния излучения тканью и поглощения излучения артериальной кровью, соответственно.

Спектральную зависимость $\mu'_s(\lambda)$ для пальца руки можно аппроксимировать выражением $\mu'_s(\lambda) = \mu'_s(\lambda_0) \exp[1 - (\lambda/\lambda_0)^{m_\lambda}]$, где $\mu'_s(\lambda_0) \approx 11 \text{ см}^{-1}$, а показатель степени $m_\lambda \approx 1$. Значения $\mu'_s(\lambda)$, как и $\mu_a^{bla}(\lambda)$ в используемом в пульсоксиметрии участке спектра увеличиваются при уменьшении длины волны λ . Это приводит к уменьшению произведения $\alpha k(\lambda_1, \lambda_2)$ и соответствующему увеличению получаемых значений SaO_2 при использовании MAX30102.

Были получены спектрально-временные профили локального коэффициента диффузного отражения $R(\lambda, t, \rho_0)$ ткани дистальной фаланги среднего пальца руки при $\rho_0 = 2,5 \text{ мм}$. Их использование для определения SaO_2 с помощью (3) при $\lambda_2 = 880 \text{ нм}$ и разных значениях λ_1 показало необходимость применения (4) или аппроксимации зависимости $\alpha k(\lambda_1, \lambda_2)$ линейной или квадратичной зависимостью для типичных точек тела.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЕ ССЫЛКИ

1. Методы пульсоксиметрии: возможности и ограничения / Гаранин А. А., Дьячков В. А., Рубаненко А. О. [и др.] // Российский кардиологический журнал. 2023. 28(3S): P. 5467.
2. Accuracy of a New Pulse Oximetry in Detection of Arterial Oxygen Saturation and Heart Rate Measurements: The SOMBRERO Study / Marinari, S., Volpe, P., Simoni, M. [et al.] // Sensors, 2022. P. 22, 5031.
3. Recommended Configurations and Operating Profiles for MAX30101/MAX30102 EV Kits. Maxim Integrated. UG6409; Rev 0; 3/18. P. 36.
4. Tabulated Molar Extinction Coefficient for Hemoglobin in Water, Scott Prahl [Электронный ресурс]. URL: <http://omlc.org/spectra/hemoglobin/summary.html> (дата обращения: 29.03.2024).