ОПРЕДЕЛЕНИЕ ОКСИГИНАЦИИ КРОВИ КОРЫ ГОЛОВНОГО МОЗГА

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

Белорусский Государственный Университет, Минск, Беларусь E-mail: <u>firago@bsu.by</u>

Приведены схемы устройств для неинвазивного определения оксигенации крови коры головного мозга. Для измерения сатурации артериальной крови предлагается микропроцессорное устройство на модуле пульсоксиметра МАХ30102. Показано, что для снижения влияния индивидуальных особенностей тканей головы на результаты определения тканевой сатурации StO₂ требуется получение спектрально-пространственных профилей диффузного отражения с помощью подвижного микроспектрометра C11708MA.

Ключевые слова: кора головного мозга; рефракционная пульсоксиметрия; сатурация артериальной крови; тканевая сатурация; спектры диффузного отражения

введение

Неинвазивное определение оксигенации при использовании отношений количества молекул оксигенированного m^{HbO2} и неоксигенированного m^{HbO2} и неоксигенированного $m^{\text{Hb}O2}$ и венозной $\text{SaO}_2 = S_a = m_{Va}^{\text{HbO2}} / (m_{Va}^{\text{HbO2}} + m_{Va}^{\text{Hb}})$ и венозной $\text{SvO}_2 = S_v = m_{Vv}^{\text{HbO2}} / (m_{Vv}^{\text{HbO2}} + m_{Vv}^{\text{Hb}})$ крови коры головного мозга, а также тканевой сатурации $\text{StO}_2 = S_t = (C_V^{\text{bla}}S_a + C_V^{\text{blv}}S_v) / C_V^{\text{bl2}}$, где C_v^{bl} – соответствующие объемные концентрации, возможно по спектрам диффузного отражения светового излучения тканями головы [1]. Если у детей влияние костной

ткани черепа на измеряемые значения StO₂ небольшое, для взрослых необ-

ходимы более сложные методы измерений [2]. Применение разработанной нами методики регистрации спектральнопространственных профилей локального коэффициента диффузного отражения поверхностных биотканей в широком участке спектра от 490 до 1150 нм и методики их обработки на основе использования диффузионного приближения [3, 4] должно упрощать определение оптических характеристик тканей головы и последующее вычисление значения StO₂. Выяснено, что при неопределенности спектральных показателей поглощения основных хромофоров тканей головы (из-за влияния индивидуальных особенностей), следует для повышения устойчивости получаемых результатов решения обратной задачи проводить параллельные измерения SaO₂ двухволновым пульсоксиметрическим способом. Поэтому в докладе рассматриваются вопросы определения SaO₂ артериальной крови коры головного мозга и регистрации спектров диффузного отражения тканей головы.

ТЕХНИКА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ САТУРАЦИИ КРОВИ КОРЫ МОЗГА

Как видно из схемы блока определения SaO₂ артериальной крови коры головного мозга, представленной на рис. 1, в нем используется модуль пульсоксиметра MAX30102, который дополнен двумя парами внешних сверхъярких светодиодов (R с максимумом спектра излучения $\lambda = 660$ нм и IR с максимумом при $\lambda = 880$ нм) и соответствующей схемой их управления. Управление работой этого блока осуществляет микропроцессор STM32F103C8T6, который по USB интерфейсу связан с компьютером, отображающим получаемые зависимости на экране монитора. Линии SCL, SDA используются для обмена данными по I²C шине между MAX30102 и STM32, а линия ALL_LED_ON служит для включения и выключения внешних светододов LED1–LED4.



Рис. 1. Принципиальная электрическая схема блока измерения SaO₂ артериальной крови головного мозга на основе модуля MAX30102

Модуль MAX30102 имеет 2 вывода RD и IRD драйвера управления токами встроенных светодиодов R и IR, на которых при их включении появляются соответствующие импульсы с регулируемой длительностью в диапазоне 69...411 мкс. С помощью двух компараторов они преобразуются в логические импульсы U_R и U_IR, которые поочередно включают внешние R и IR светодиоды. Такое решение позволяет путем вычитания из сигналов, регистрируемых при одновременной подсветке ткани встроенными и внешними светодиодами, сигналов, которые регистрируются при подсветке только встроенными светодиодами, разделить между собой пульсоксиметрические сигналы, получаемые при рассеянии излучения светодиодов кожей головы и корой головного мозга. Вклад костной ткани черепной коробки в амплитуду пульсаций потоков, регистрируемых от коры головного мозга, отсутствует, что позволяет, используя двухволновую пульсоксиметрию, определять значение SaO₂.

Измерения спектральных коэффициентов локального отражения поверхностных тканей $R(\lambda)$, проведенные с помощью оптоволоконного зонда FCR-7UVIR400-2-BX/ME и спектрометра AvaSpec 2048WL и представленные на рис. 2, указывают на уменьшение вклада крови кожи лба в общий спектр поглощения, вследствие отсутствия крови в костной ткани. Расстояние между центром торца центрального световода, подводящего излучение галогенной лампы к ткани, и центрами 6 приемных световодов примерно 650 мкм, поэтому практически фиксировалось излучение, рассеиваемое только кожной и костной тканью лба.



Рис. 2. Зарегистрированные спектральные коэффициенты локального диффузного отражения тканей руки и головы

Расстояние между встроенными в MAX30102 светодиодами и фотодиодом 4 мм. Поэтому глубина проникновения излучения небольшая, что позволяет определять SaO₂ артериальной крови только кожной ткани. Использование сигналов от внешних светодиодов, которые располагаются на расстоянии 2 см от фотодиода MAX30102 дает возможность определять SaO₂ артериальной крови коры головного мозга. Действительно, вклад поглощения крови, находящихся в сосудах кожи, небольшой по сравнению с поглощением крови коры головного мозга, тем более при предлагаемой схеме измерений его можно учесть.

Для определения тканевой сатурации StO₂ требуется получение спектрально-пространственных профилей *R*(λ_i , ρ_k) локального коэффициента диффузного отражения при расстояниях между входной щелью спектрометра и точками ввода излучения не менее 2 см. Предлагаемая схема блока приведена на рис. 3. Для регистрации $R(\lambda_i,\rho_k)$ используется микроспектрометр C11708MA, который имеет объем всего несколько см³ и регистрирует спектры в диапазоне от 580 до 1100 нм. Излучение галогенных ламп подводится оптоволокнами, а изменение расстояния ρ_k между излучателями и центром входной щели C11708MA осуществляется с помощью перемещения корпуса C11708MA миниатюрным шаговым двигателем вдоль кожи головы не расстояние ±5 мм от центрального положения.



Puc. 3. Схема размещения элементов блока измерения профиля *R*(λ_{*i*},ρ_{*k*}) тканей головы на основе подвижного микроспектрометра C11708MA Hamamatsu

Таким образом, совокупность предлагаемых технических решений и методики проведения измерений и их обработки [3, 4] позволит снизить влияние индивидуальных особенностей тканей головы на результаты неинвазивного определения сатураций SaO₂ и StO₂ коры головного мозга.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЕ ССЫЛКИ

- 1. Noninvasive measurement of cerebral hemoglobin oxygen saturation using two near infrared spectroscopy approaches / Quaresima V., Sacco S., Totaro R. [et al.] // Journal of Biomedical Optics 2000. Vol. 5, № 2. P. 201–205.
- 2. Absolute quantification of cerebral tissue oxygen saturation with multidistance broadband NIRS in newborn brain / Kovacsova Z., Bale G., Mitra S. [et al.] // Biomedical Optics Express. 2021. Vol. 12, № 2. P. 907–925. 1.
- 3. Possibilities of Diffuse Reflectance Spectro-scopy in Determining and Operational Control of the Optical Properties of Finely Dispersed Scattering Media / Hotra O., Firago V., Shuliko K. [et al.] // Electronics. 2023. Vol. 12, № 13, 2893.
- 4. *Фираго В.А.* Оценка жесткости малых артериальных сосудов поверхностных биотканей по их спектрально-временным профилям диффузного отражения светового излучения // Журнал прикладной спектроскопии. 2024. Т. 91, № 1. С. 107–123.