

ПРИБОРОСТРОЕНИЕ ДЛЯ БИОЛОГИИ И МЕДИЦИНЫ

УДК 616-72

EDN: RWQWIW

© С. Н. Глебов, М. С. Мазинг, Л. В. Новиков, 2025

ОПТИЧЕСКАЯ МУЛЬТИСЕНСОРНАЯ СИСТЕМА ДЛЯ НЕИНВАЗИВНОЙ ДИАГНОСТИКИ

Рассмотрена новая структура оптической мультисенсорной системы (ОМС), в которой вместо селективных оптических сенсоров применены полиселективные сенсоры, отличающиеся наличием полосовых фильтров с неравномерной спектральной характеристикой. По оценке интенсивности компонентов света, отраженного от биологических тканей, делаются выводы о функциональном состоянии организма человека. Спектральный состав света облучения пациента определяется набором монохромных оптических излучателей. При необходимости изменение спектра облучения производится сменой набора излучателей и выбором соответствующей матрицы чувствительности из базы данных. Апробация ОМС, выполненная на математической модели шестисенсорной системы, показала, что при хорошем знании формы компонентов отраженного света данная модель оценивает интенсивность отраженного света без систематических ошибок при расстоянии между пиками (разрешении), равном ширине на половине высоты.

Ключевые слова: мультисенсорные системы, оптическая диагностика, анализ спектра отраженного света, оценка интенсивности спектральных компонентов

ВВЕДЕНИЕ

Классическая оптическая спектроскопия в настоящее время остается универсальным средством, ориентированным на лабораторные измерения заранее отобранных образцов различного состава. Однако, непрерывное повышение требований к качеству фармацевтической, пищевой, химической и др. продукции, а также к уровню и оперативности медицинской диагностики приводит к необходимости создания новых аналитических приборов контроля и оценки параметров качества. В частности, в последние два десятилетия, благодаря достижениям в области оптики и фотоники, а также совершенствованию средств вычислительной техники, стала активно развиваться оптическая спектроскопия для ряда практических приложений — детекторы, источники света, светопроводящие материалы. Стали появляться приборы, которые вследствие малых габаритов и высокой надежности можно применять непосредственно в процессе производства или проведения исследований [1].

Одним из популярных методов оптической спектроскопии стал мультисенсорный подход, использующий различные диапазоны длин волн для комплексного решения многих практических задач и приведший к созданию оптических мультисенсорных систем (ОМС). Важное отличие таких систем от традиционных оптических спектрометров заключается в минимизации габаритов

и веса, значительном понижении стоимости, возможности проведения анализов в любых условиях. При этом, благодаря специализации и широкому применению методов хемометрики, ОМС успешно решают поставленные перед ними задачи. Используемые для анализа источники света в зависимости от задач выбираются из диапазона длин волн от 360 до 25 000 нм. ОМС различаются (классифицируются) применяемыми источниками, типом детектора света и программным обеспечением [2].

Источниками информации о состоянии исследуемого объекта являются интенсивность отраженного света, флуоресценции и их длины волн. Например, в статье [3] для исследования микроциркуляторного русла крови человека используется мультипараметрический подход, включающий лазерную доплеровскую флоуметрию, методы спектрального диффузного отражения и оценки интенсивности в широком спектральном диапазоне. Совокупность методов дает комплексную информацию о функциональном состоянии микроциркуляторного русла.

Возможности неинвазивной диагностики с использованием оптических спектральных подходов позволили создать портативные анализаторы состояния кожи [4]. Разработанная система состоит из 10 светодиодных источников света на длинах волн в диапазоне 360–1000 нм и регистрирует состояние выбранной зоны кожного покрова. Полученные от каждого источника изображения уча-

стка кожи, в зависимости от угла освещения зоны анализа, после обработки данных позволяют судить о состоянии кожи.

В работе [5] для диагностики онкологических заболеваний кожи используется полихромный источник света с программным управлением длиной волны. В результате обследования формируется последовательность монохромных изображений исследуемой зоны, каждое из которых представляет собой распределение интенсивности света на выбранной длине волн. Источник света позволяет сформировать субизображения на нескольких десятках длин волн и получить значительно больший объем спектральной информации, чем обеспечивают другие спектрометрические методы.

В работе [6] рассматривается носимый аппаратно-программный комплекс медицинского мониторинга функционального состояния сердечно-сосудистой системы человека. Анализ проводится по данным капиллярного кровообращения в коже и изменению оптических характеристик обратно рассеянного излучения в биологических тканях. Комплекс состоит из трех источников излучения, отраженный свет которых регистрируется тремя датчиками света на шести различных длинах волн каждый. Результаты измерений с участием 14 пациентов, полученные от датчиков, образуют матрицу размером 18 столбцов на 14 строк, которая далее анализируется методом главных компонент.

Таким образом, несмотря на разнообразные технические решения оптических систем, зависящие от решаемой задачи, общим является система спектрального анализа, содержащая информацию об исследуемом объекте. Как правило, это мульти-сенсорная система, преобразующая световой поток в набор электрических напряжений. В отличие от традиционных методов спектрального анализа, в настоящей работе предлагается использовать неселективные сенсоры, обладающие перекрестной чувствительностью, аналогично методам для анализа жидкостей, изложенным, например, в работе [7].

МУЛЬТИСЕНСОРНАЯ СИСТЕМА

В рассматриваемой ОМС (рис. 1) облучение анализируемой зоны тканей пациента выполняется шестью монохроматическими источниками излучения 2 в выбранном спектральном диапазоне. Отраженный свет через оптические полосовые фильтры сенсоров 3 с одинаковой полосой пропускания (410–865 нм), но отличающимися спектральными характеристиками в полосе пропускания (рис. 2), поступает на оптические детекторы этих сенсоров и в виде цифровых кодов по беспроводному каналу связи 4 вводится в компьютер для обработки данных. Число сенсоров в системе

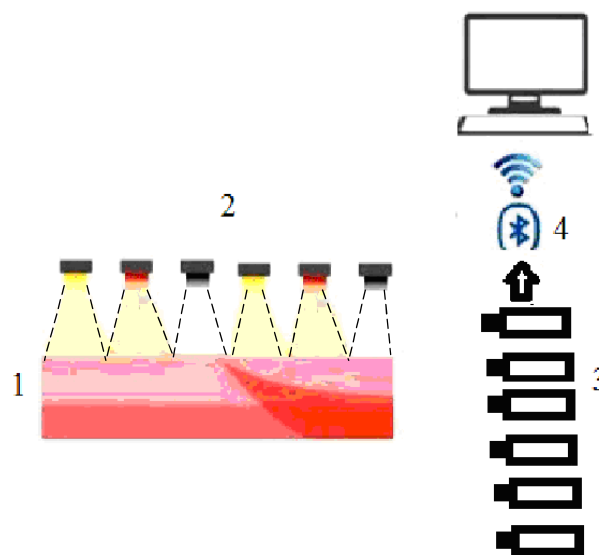


Рис. 1. ОМС для инвазивной диагностики.

1 — биологическая ткань; 2 — источники излучения; 3 — оптические сенсоры с фильтрами; 4 — канал передачи данных в компьютер

выбирается равным числу анализируемых оптических каналов.

Методом математического моделирования и используя характеристики модели, выполним анализ предлагаемой системы. Пусть ОМС состоит из шести источников на длинах волн

$$\lambda_j = [610, 680, 730, 760, 810, 860] \text{ нм}, \quad (1)$$

рекомендованных в [6], с гауссовой формой спектра компонентов, а также упомянутых выше шести оптических сенсоров с фильтрами с неравномерной спектральной характеристикой в диапазоне $\lambda = 600\text{--}880 \text{ нм}$.

Для проверки работы ОМС по оценке интенсивности компонентов отраженного света на длинах λ_j смоделируем отраженный свет, спектральная характеристика которого $X(\lambda)$ имеет вид, показанный на рис. 3, при интенсивности компонентов hm_j на длинах волн λ_j , равных

$$hm_j = [1.7679; 1.7588; 1.4109; 1.8745; 1.0927; 1.0703]. \quad (2)$$

Свет модели (рис. 3) поступает через полосовой фильтр $S_i(\lambda)$ на фотоприемник соответствующего сенсора, вырабатывающий электрическое напряжение $U(i)$, где $i = 1, 2, \dots, 6$ — номер сенсора.

Оценим интенсивность компонентов отраженного света на выбранных длинах волн, используя выходные напряжения сенсоров и предлагаемые методы обработки. Спектр света, поступающего

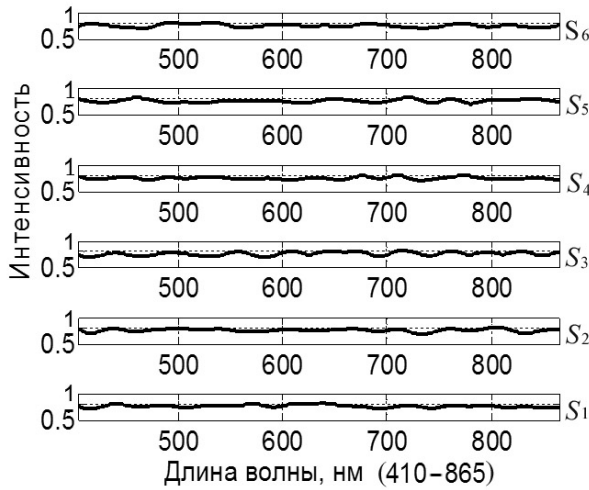


Рис. 2. Пример спектральных характеристик фильтров в полосе пропускания для шести оптических сенсоров 3: $S_1(\lambda)$, $S_2(\lambda)$, $S_3(\lambda)$, $S_4(\lambda)$, $S_5(\lambda)$, $S_6(\lambda)$.

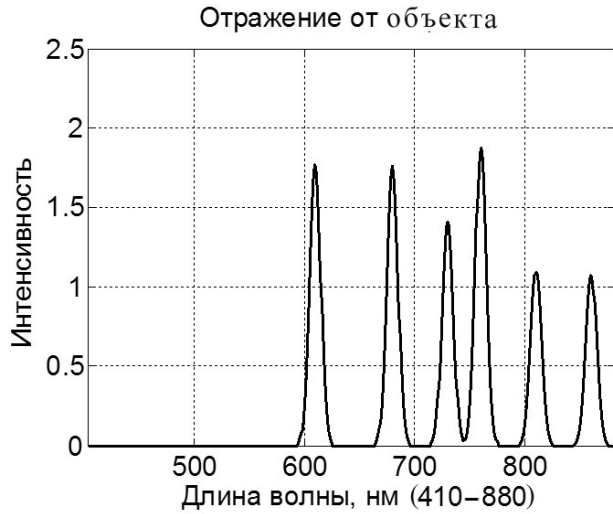


Рис. 3. Спектр отраженного света $X(\lambda)$.

на i -й фотоприемник, будет $Y_i(\lambda) = X(\lambda)S_i(\lambda)$. Величина выходного напряжения сенсора будет пропорциональна величине суммарной спектральной интенсивности

$$U(i) = \int_{\lambda} Y_i(\lambda) d\lambda = \int_{\lambda} X(\lambda) S_i(\lambda) d\lambda. \quad (3)$$

Численно решая (3) при подстановке значений для $X(\lambda)$ и $S_i(\lambda)$, получим для $U(i)$

$$U(i) = [101.415; 91.869; 90.072; 94.690; 93.358; 93.040]. \quad (4)$$

Величина $U(i)$ каждого сенсора содержит информацию об интенсивности всех компонентов отраженного света.

Предположим далее, что форма спектра отраженных пиков имеет вид кривой функции Гаусса

$$I_j(\lambda) = \exp\left\{-\frac{(\lambda - \lambda_j)^2}{\sigma_j^2}\right\} \quad \text{с шириной } \sigma_j^2 = 50$$

в идеальном случае такой же, как от источников излучения.

Используя это обстоятельство и модельные данные спектральных характеристик фильтров $S_i(\lambda)$ (рис. 2), получим для выходных напряжений выражение

$$U_0(i) = \int_{\lambda} X(\lambda) S_i(\lambda) d\lambda =$$

$$\begin{aligned} &= \int_{\lambda} \sum_{j=1}^6 h_j I_j \left(\frac{\lambda - \lambda_j}{\sigma_j} \right) S_i(\lambda) d\lambda = \\ &= \sum_{j=1}^6 h_j \int_{\lambda} I_j \left(\frac{\lambda - \lambda_j}{\sigma_j} \right) S_i(\lambda) d\lambda, \end{aligned} \quad (5)$$

где h_j — искомая амплитуда j -го пика, $i = 1-6$.

Обозначим $\int_{\lambda} I_j \left(\frac{\lambda - \lambda_j}{\sigma_j} \right) S_i(\lambda) d\lambda = F_i(\lambda_j)$. Тогда выражение (5) будет иметь вид:

$$U_0(i) = \sum_{j=1}^6 h_j F_i(\lambda_j), \quad i = 1-6.$$

Или в матричном виде

$$\mathbf{U}_0 = \mathbf{h} \times \mathbf{F}', \quad (6)$$

где $\mathbf{U}_0$ и $\mathbf{h}$ — векторы-строки, $\mathbf{F}'$ — квадратная транспонированная матрица коэффициентов (табл. 1).

Таким образом, для определения интенсивности отраженного света на анализируемых длинах волн по данным выходных напряжений сенсоров, предполагая, что $U_0(i) = U(i)$, необходимо решить систему уравнений (6).

Табл. 1. Матрица коэффициентов $F_i(\lambda_j)$ уравнения (6) для определения величины интенсивности спектральных компонентов отраженного света модели рис. 3

Номер сенсора i	Длина волны λ_j , нм					
	610	680	730	760	810	860
1	11.4394	11.8074	10.4458	11.5064	11.2453	11.0526
2	10.8349	11.0295	12.0495	12.0297	11.8250	0.7887
3	10.7401	11.9556	10.6301	11.7446	11.2061	0.7461
4	12.2051	11.7545	11.6173	12.1627	11.4241	0.7157
5	11.8373	11.7019	10.4526	12.0515	12.5424	0.7535
6	12.2526	11.3058	11.5133	11.7743	11.3484	0.7270

Получим:

$$\mathbf{h} = \mathbf{U} / \mathbf{F}', \quad (7)$$

$$h_j =$$

$$= [1.7679; 1.7588; 1.4109; 1.8745; 1.0927; 1.0703].$$

Сравнивая данные для модели отраженного света hm_j (2) и полученные в результате вычислений (7), видим их полное совпадение, т.е. $\mathbf{h} = \mathbf{hm}$. Однако это идеальный случай, вызванный совпадением моделей. На практике могут появиться ошибки, вызванные несовпадением гауссовой модели с реальной или другими причинами. Тем не менее эти ошибки скорее стабильны и могут быть учтены.

Для проверки работы ОМС по оценке интенсивности близко расположенных компонентов отраженного света на частотах $\lambda_j = [610, 620, 630, 640, 650, 660]$ нм и при ширине пика на половине высоты 12 нм смоделируем отраженный свет, спектральная характеристика которого $X(\lambda)$ имеет вид, показанный на рис. 4, при интенсивности компонентов hm_j , равных (2). С учетом $X(\lambda)$ (рис. 4) и $S_i(\lambda)$ (рис. 2) получим:

$$U_i = [100.55; 101.88; 99.51; 107.30; 104.53; 110.43].$$

Пусть компоненты падающего и отраженного света имеют форму функции Гаусса, такую же, как в предыдущем примере. Тогда, используя (5), рассчитаем таблицу коэффициентов $F_i(\lambda_j)$ (табл. 2) для решения системы уравнений (6).

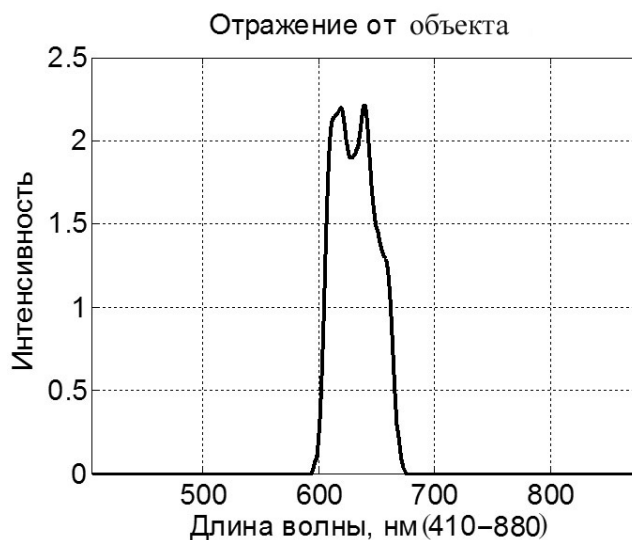
**Рис. 4.** Спектр отраженного света $X(\lambda)$ при $\lambda_j = [610, 620, 630, 640, 650, 660]$ нм

Табл. 2. Матрица коэффициентов $F_i(\lambda_j)$ уравнения (6) для определения величины интенсивности спектральных компонентов отраженного света модели рис. 4

Номер сенсора i	Длина волны λ_j , нм					
	610	620	630	640	650	660
1	11.4394	11.1790	11.1595	11.2560	11.0529	10.9759
2	10.8349	10.6269	11.0555	11.8638	12.2281	11.9957
3	10.7401	11.1180	11.4543	11.3073	10.8954	10.9390
4	12.2051	11.6500	11.4464	12.0885	12.3008	12.1337
5	11.8373	11.5497	11.3443	11.4948	11.7810	12.0244
6	12.2526	12.4196	12.4397	12.4818	12.2064	11.8129

В результате получим $h_j = [1.7679; 1.7588; 1.4109; 1.8745; 1.0927; 1.0703]$.

Результат показывает, что рассчитанные значения интенсивности пиков полностью совпадают с заданными в модели даже при сильном их наложении.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Предложена оптическая мультисенсорная система для мониторинга функционального состояния пациентов, которая может быть легко перестроена на разные диапазоны длин волн с разной степенью наложения соседних пиков. Это облегчает набор данных для дальнейшего статистического анализа при массовом обследовании, например, методами главных компонент или кластерного анализа. Система может быть использована в биомедицинской диагностике для оценки состояния сердечно-сосудистой системы при критических ситуациях.

Финансирование

Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда (проект № 24-21-00404).

СПИСОК ИСТОЧНИКОВ

1. Bogomolov A. Developing Multisensory Approach to the Optical Spectral Analysis // *Sensors*. 2021. Vol. 21. Id. 3541. P. 1–36. DOI: 10.3390/s21103541
2. Богомолов А.Ю. Оптические мультисенсорные системы в аналитической спектроскопии // *Журн. аналит. хим.* 2022. Вып. 77, № 3. С. 227–247. DOI: 10.31857/S0044450222030033
3. Жарких Е.В., Маковик И.Н., Потапова Е.В., Дрёмин В.В., Жеребцов Е.А., Жеребцова А.И. и др. Оптическая неинвазивная диагностика функционального состояния микроциркуляторного русла пациентов с нарушением периферической микрогемодинамики //

Регионар. кровообращ. и микроциркуляция. 2018. Т. 17, № 3. С. 23–32. DOI: 10.24884/1682-6655-2018-17-3-23-32

4. Stamnes J.J., Ryzhikov G., Biryulina M., Hamre B., Zhao L., Stamnes K. Optical detection and monitoring of pigmented skin lesions // *Biomed. Opt. Express*. 2017. Vol. 8, no. 6. P. 2946–2964. DOI: 10.1364/boe.8.002946
5. Зайченко К.В., Гуревич Б.С., Святкина В.И. Полихромный источник света для реализации многоспектрального метода обработки изображений кожных новообразований // *Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики*. 2022. Т. 22, № 5. С. 846–853. DOI: 10.17586/2226-1494-2022-22-5-846-853
6. Мазинг М.С., Заневская М.Ю., Зайцева А.Ю. Применение методов многомерного статистического анализа в оптической биомедицинской диагностике // *Оптика спектроск.* 2024. Т. 132, вып. 11. С. 1157–1159. URL: https://www.mathnet.ru/php/archive.phtml?wshow=paper&jrnid=os&paperid=1495&option_lang=rus
7. Власов Ю.Г., Легин А.В., Рудницкая А.М. Электронный язык — системы химических сенсоров для анализа водных сред // *Рос. хим. журн. (Журн. Рос. хим. об-ва им. Д.И. Менделеева)*. 2008. Т. LI, № 2. С. 101–117. URL: <https://www.chem.msu.ru/rus/jvho/2008-2/101.pdf>

Институт аналитического приборостроения РАН, Санкт-Петербург

Контакты: Новиков Лев Васильевич,
novik38@mail.ru

Материал поступил в редакцию 17.07.2025

OPTICAL MULTISENSORY SYSTEM FOR NON-INVASIVE DIAGNOSTICS

S. N. Glebov, M. S. Mazing, L. V. Novikov

Institute for Analytical Instrumentation, RAS, St. Petersburg, Russia

A new structure of an optical multisensor system (OMS) is considered, that involves polyselective optical sensors instead of selective ones. A distinctive feature of polyselective sensors is the presence of bandpass filters with non-uniform spectral characteristics. Based on the assessment of the intensity of light components reflected from biological tissues, conclusions are drawn about the functional state of the human body. The spectral composition of the patient's irradiation light is determined by a set of monochrome optical emitters. If necessary, the irradiation spectrum can be changed by altering the set of emitters and selecting the appropriate sensitivity matrix from the database. The approbation of the OMS on a mathematical model of a six-sensor system showed that with good knowledge of the shape of the components of reflected light, this model estimates the intensity of reflected light without systematic errors at a distance between peaks (resolution) equal to the width at half the height.

Keywords: multisensor systems, optical diagnostics, analysis of the reflected light spectrum, evaluation of the intensity of the spectral components

REFERENCES

1. Bogomolov A. Developing Multisensory Approach to the Optical Spectral Analysis. *Sensors*, 2021, vol. 21, id. 3541, pp. 1–36. DOI: 10.3390/s21103541
2. Bogomolov A.Yu. Optical Multisensor Systems in Analytical Spectroscopy. *J. Anal. Chem.*, 2022, vol. 77, no. 3, pp. 277–294. DOI: 10.1134/S1061934822030030.
3. Zharkikh E.V., Makovik I.N., Potapova E.V., Dremine V.V., Zherebtsov E.A., Zherebtsova A.I., et al. [Optical non-invasive diagnostics of the functional state of the microcirculatory bed of patients with impaired peripheral microhemodynamics]. *Regional'noye krovoobrashcheniye i mikrotsirkulyatsiya* [Regional blood circulation and microcirculation], 2018, vol. 17, no. 3, pp. 23–32. DOI: 10.24884/1682-6655-2018-17-3-23-32. (In Russ.).
4. Stamnes J.J., Ryzhikov G., Biryulina M., Hamre B., Zhao L., Stamnes K. Optical detection and monitoring of pigmented skin lesions. *Biomed. Opt. Express*, 2017, vol. 8, no. 6, pp. 2946–2964. DOI: 10.1364/boe.8.002946.
5. Zaichenko K.V., Gurevich B.S., Svyatkina V.I. [Polychromic light source for the realization of multispectral processing method of skin malignant lesions images]. *Nauchno-tekhnicheskiy vestnik informatsionnykh tekhnologiy, mekhaniki i optiki* [Scientific and Technical Journal of Information Technologies, Mechanics and Optics], 2022, vol. 22, no. 5, pp. 846–853. DOI: 10.17586/2226-1494-2022-22-5-846-853. (In Russ.).
6. Mazing M.S., Zanevskaya M.Yu., Zaitceva A.Yu. Application of multivariate statistical analysis methods in optical biomedical diagnostics. *Opt. Spectrosc.*, 2024, vol. 132, no. 11, pp. 1093–1095. (In Russ.). URL: https://www.mathnet.ru/php/archive.phtml?wshow=paper&jrnid=os&paperid=1495&option_lang=rus
7. Vlasov Yu.G., Legin A.V., Rudnitskaya A.M. Electronic tongue: chemical sensor systems for the analysis of aqueous media. *Russian Journal of General Chemistry*, 2008, vol. 78, no. 12, pp. 2532–2544. DOI: 10.1134/S1070363208120335

Contacts: Novikov Lev Vasil'evich,
novik38@mail.ru

Article received by the editorial office on 17.07.2025

INTRODUCTION

Classical optical spectroscopy currently remains a universal tool focused on laboratory measurements of pre-selected samples of various compositions. However, the continuous increase in requirements for the quality of pharmaceutical, food, chemical, and other products, as well as the level and efficiency of medical diagnostics, leads to the need to create new analytical instruments for monitoring and assessing quality parameters. In particular, in the last two decades, due to advances in optics and photonics, as well as the improvement of computing equipment, optical spectroscopy has begun to actively develop for a number of practical applications — detectors, light sources, light-conducting materials. Devices have begun to appear that, due to their small dimensions and high reliability, can be used directly in the production process or research [1].

One of the popular methods of optical spectroscopy has become a multisensory approach, using various wavelength ranges for a comprehensive solution of many practical problems, and has led to the creation of optical multisensor systems (OMS). An important difference between such systems and traditional optical spectrometers is the minimization of dimensions and weight, significant cost reduction, and the ability to conduct analyses in any conditions. Due to specialization and wide application of chemometric methods, OMS successfully solves the set tasks. The light sources used for analysis are selected from the wavelength range from 360 to 25 000 nm depending on the tasks. OMS differ in (are classified by) the sources used, the type of light detector, and software [2].

The sources of information about the state of the object under study are the intensity of reflected light, fluorescence, and their wavelengths. For example, in the article [3] a multiparametric approach, including laser Doppler flowmetry, methods of spectral diffuse reflection, and intensity assessment in a wide spectral range, is used to study the microcirculatory bed of human blood. The combination of methods provides comprehensive information on the functional state of the microcirculatory bed.

The possibilities of non-invasive diagnostics using optical spectral approaches have made it possible to create portable skin condition analyzers [4]. The developed system consists of 10 LED light sources at wavelengths in the range of 360–1000 nm and records the condition of a selected area of the skin. The images of a skin area obtained from each source, depending on the angle of illumination of the analysis zone, after data processing allow us to judge the condition of the skin.

In the work [5], a polychrome light source with software control of the wavelength is used for diag-

nostics of oncological diseases of the skin. As a result of the examination, a sequence of monochrome images of the examined area is formed, each of which represents the distribution of light intensity at the selected wavelength. The light source allows subimages to be formed at several dozen wavelengths and a significantly larger volume of spectral information to be obtained than other spectrometric methods provide.

In the work [6], a wearable hardware and software complex for medical monitoring of the functional state of the human cardiovascular system is considered. The analysis is carried out based on the data of capillary blood circulation in the skin and changes in the optical characteristics of backscattered radiation in biological tissues. The complex consists of three radiation sources, the reflected light of which is recorded by three light sensors at six different wavelengths each. The results of measurements involving 14 patients, obtained from the sensors, form a matrix of 18 columns by 14 rows, which is then analyzed using the principal component method.

Thus, despite the various technical solutions of optical systems, depending on the problem being solved, the spectral analysis system containing information about the object under study is common. As a rule, this is a multisensory system that converts the light flux into a set of electrical voltages. In contrast to traditional methods of spectral analysis, this paper proposes to use non-selective sensors with cross-sensitivity similar to the methods for analyzing liquids described, for example, in [7].

MULTISENSORY SYSTEM

In the considered OMS (Fig. 1), irradiation of the analyzed area of the patient's tissues is performed by six monochromatic radiation sources 2 in the selected spectral range.

Fig. 1. OMS for non-invasive diagnostics.

1 — biological tissue; 2 — radiation sources; 3 — optical sensors with filters; 4 — channel of data transmission to the computer

Fig. 2. An example of the spectral characteristics of the filters in the passband for six optical sensors 3: $S_1(\lambda)$, $S_2(\lambda)$, $S_3(\lambda)$, $S_4(\lambda)$, $S_5(\lambda)$, $S_6(\lambda)$.

Reflected light through optical bandpass filters of sensors 3 with the same passband (410–865 nm) but different spectral characteristics in the passband (Fig. 2) arrives at the optical detectors of these sensors and enters the computer for data processing via wireless communication channel 4 in the form of digital

codes. The number of sensors in the system should be equal to the number of analyzed optical channels.

Using the method of mathematical modeling and the characteristics of the model, we will analyze the proposed system. Let the OMS consist of six sources at wavelengths

$$\lambda_j = [610, 680, 730, 760, 810, 860] \text{ nm}, \quad (1)$$

recommended in [6] and having a Gaussian shape of the component spectrum, as well as the six optical sensors mentioned above with filters with a non-uniform spectral characteristic in the range $\lambda = 600\text{--}880 \text{ nm}$.

To test the operation of the OMS in assessing the intensity of the components of reflected light at wavelengths λ_j we will simulate the reflected light, which spectral characteristic $X(\lambda)$ has the form shown in Fig. 3, while the intensity of the components hm_j at wavelengths λ_j , equal to

$$hm_j = [1.7679; 1.7588; 1.4109; 1.8745; 1.0927; 1.0703]. \quad (2)$$

Fig. 3. The spectrum of reflected light $X(\lambda)$.

The light of the model (Fig. 3) enters through the bandpass filter $S_i(\lambda)$ to the photodetector of the corresponding sensor, which generates an electric voltage $U(i)$, where $i = 1, 2, \dots, 6$ is the sensor number.

Let us estimate the intensity of the reflected light components at the selected wavelengths using the output voltages of the sensors and the proposed processing methods. The spectrum of light entering the i -th photodetector is $Y_i(\lambda) = X(\lambda)S_i(\lambda)$. The value of the output voltage of the sensor will be proportional to the value of the total spectral intensity

$$U(i) = \int_{\lambda} Y_i(\lambda) d\lambda = \int_{\lambda} X(\lambda) S_i(\lambda) d\lambda. \quad (3)$$

Numerically solving (3) by substituting the values for $X(\lambda)$ and $S_i(\lambda)$, we obtain for $U(i)$

$$U(i) = [101.415; 91.869; 90.072; 94.690; 93.358; 93.040]. \quad (4)$$

The value of $U(i)$ of each sensor contains information about the intensity of all components of the reflected light.

Let us further assume that the shape of the spectrum of reflected peaks has the form of a Gaussian function curve

$$I_j(\lambda) = \exp\left\{-\frac{(\lambda - \lambda_j)^2}{\sigma_j^2}\right\} \text{ with a width } \sigma_j^2 = 50$$

the same in the ideal case as from radiation sources.

Using this circumstance and the model data of the spectral characteristics of the $S_i(\lambda)$ filters (Fig. 2), we obtain the expression for the output voltages

$$\begin{aligned} U_0(i) &= \int_{\lambda} X(\lambda) S_i(\lambda) d\lambda = \\ &= \int_{\lambda} \sum_{j=1}^6 h_j I_j\left(\frac{\lambda - \lambda_j}{\sigma_j}\right) S_i(\lambda) d\lambda = \\ &= \sum_{j=1}^6 h_j \int_{\lambda} I_j\left(\frac{\lambda - \lambda_j}{\sigma_j}\right) S_i(\lambda) d\lambda, \end{aligned} \quad (5)$$

where h_j is the sought amplitude of the j -th peak, $i = 1\text{--}6$.

Let us denote $\int_{\lambda} I_j\left(\frac{\lambda - \lambda_j}{\sigma_j}\right) S_i(\lambda) d\lambda = F_i(\lambda_j)$. Then expression (5) will have the form:

$$U_0(i) = \sum_{j=1}^6 h_j F_i(\lambda_j), \quad i = 1\text{--}6.$$

Or in matrix form

$$\mathbf{U}_0 = \mathbf{h} \times \mathbf{F}', \quad (6)$$

where $\mathbf{U}_0$ and $\mathbf{h}$ are row vectors, $\mathbf{F}'$ is a square transposed matrix of coefficients (Tab. 1).

Tab. 1. The matrix of coefficients $F_i(\lambda_j)$ of equation (6) for determining the intensity of the spectral components of reflected light of the model Fig. 3

Thus, to determine the intensity of reflected light at the analyzed wavelengths from the data of the output voltages of the sensors, assuming that $U_0(i) = U(i)$, it is necessary to solve the system of equations (6).

We obtain:

$$\mathbf{h} = \mathbf{U} / \mathbf{F}', \quad (7)$$

$$h_j = [1.7679; 1.7588; 1.4109; 1.8745; 1.0927; 1.0703].$$

Comparing the data for the reflected light model hm_j (2) and those obtained as a result of calculations (7), we see their complete coincidence, i.e. $\mathbf{h} = \mathbf{hm}$.

However, this is an ideal case caused by the coincidence of the models. In practice, errors may appear due to the discrepancy between the Gaussian model and the real one or other reasons. Nevertheless, these errors are rather stable and can be taken into account.

To test the operation of the OMS in estimating the intensity of closely spaced components of reflected light at frequencies $\lambda_j = [610, 620, 630, 640, 650, 660]$ nm and with a peak width at half maximum of 12 nm, we will simulate reflected light, which spectral characteristic $X(\lambda)$ has the form shown in Fig. 4, with the intensity of the components hm_j , equal to (2). Taking into account $X(\lambda)$ (Fig. 4) and $S_i(\lambda)$ (Fig. 2), we obtain $U_i = [100.55; 101.88; 99.51; 107.30; 104.53; 110.43]$.

Fig. 4. Spectrum of reflected light $X(\lambda)$ at $\lambda_j = [610, 620, 630, 640, 650, 660]$ nm.

Let the components of the incident and reflected light have the same Gaussian function form as in the previous example. Then, using (5), we calculate the table of coefficients $F_i(\lambda_j)$ (Tab. 2) to solve the system of equations (6).

Tab. 2. Matrix of coefficients $F_i(\lambda_j)$ of equation (6) for determining the intensity of the spectral components of reflected light of the model in Fig. 4

As a result, we obtain $h_j = [1.7679; 1.7588; 1.4109; 1.8745; 1.0927; 1.0703]$.

The outcome demonstrates that, despite their significant overlap, the computed peak intensity values exactly match those given in the model.

CONCLUSION

An optical multisensory system for monitoring the functional state of patients is proposed, which can be easily reconfigured to different wavelength ranges with different degrees of overlapping of adjacent peaks. This facilitates data collection for further statistical analysis during mass screening, for example, using principal component analysis or cluster analysis. The system can be used in biomedical diagnostics to assess the state of the cardiovascular system in critical situations.

Funding

The study was supported by a grant from the Russian Science Foundation (project No. 24-21-00404).