



Оптико-физические измерения в условиях априорной неопределенности: теоретические аспекты

М. М. Кугейко, С. А. Лысенко

Белорусский государственный университет, Минск, Республика Беларусь

Представлен новый взгляд на теорию оптико-физических измерений в рамках концепции «безаприорности». Рассмотрено ее использование для оценки состояния биотканей и определения эффективности фотодинамической терапии. Показано, как в условиях отсутствия априорной информации об исследуемом объекте и невозможности проведения калибровочных процедур оперативно оценить параметры исследуемого объекта. Основу решений составляет комплексирование методов регрессионного анализа и аппроксимации функциональных связей регистрируемых сигналов с оптическими характеристиками сред.

Ключевые слова: рассеивающие среды, оптико-физические измерения, оптические параметры, биофизические параметры, обратная задача, концепция «безаприорности», регрессионные связи, аппроксимационные соотношения

Статья получена: 07.02.2020

Принята к публикации: 15.04.2020

ВВЕДЕНИЕ

Большинство оптико-физических измерений относится к классу косвенных, заключающихся в определении искомого значения физической величины на основании результатов прямых измерений других физических величин, функционально связанных с искомой величиной. При этом задача обработки информации в оптико-

Opto-Physical Measurements in Conditions of a Priori Uncertainty: Theoretical Aspects

M. M. Kugeiko, S. A. Lisenko

Belorussian State University, Minsk, Belarus

A new look at the theory of optical and physical measurements in the framework of the concept of "a priori" is presented. Its use for assessing the state of biological tissues and determining the effectiveness of photodynamic therapy is considered. It is shown how to quickly evaluate the parameters of the studied object in the absence of a priori information about the studied object and the impossibility of carrying out calibration procedures. The basis of the solutions is the combination of methods of regression analysis and approximation of the functional relationships of the recorded signals with the optical characteristics of the media.

Key words: scattering media, optical and physical measurements, optical parameters, biophysical parameters, inverse problem, the concept of "a priori", regression relationships, approximation relations.

Received on: 07.02.2020

Accepted on: 15.04.2020

INTRODUCTION

Most optical and physical measurements belong to the indirect class, which consist in determining the desired value of a physical quantity based on the results of direct measurements of other physical quantities that are functionally related to the sought quantity. In this case, the task of processing information in optical and physical measurements implies not only the establishment of functional



физических измерениях подразумевает не только установление функциональных связей между получаемой информацией и определяемой характеристикой, но и интерпретацию получаемой косвенной информации об исследуемом объекте (т. е. решение обратной задачи).

Практически во всех случаях задача интерпретации получаемой косвенной информации является многопараметрической и часто некорректной обратной задачей. Для решения таких задач требуется использование априорной информации об объекте исследования. Практически всегда (особенно для локационных систем) такая информация неизвестна, а получение ее требует проведения дополнительных измерений. Для дистанционного зондирования атмосферы, неинвазивной диагностики биообъектов это трудно осуществить. Некорректность здесь проявляется также в чрезвычайно сильной зависимости решения от погрешности измерений [1-4]. Поэтому своего решения требует проблема проведения калибровочных измерений с высокой точностью. Для многих практических случаев такая задача является более сложной, чем создание самой измерительной системы.

Количество требуемой априорной информации существенно снижается при использовании регуляризирующих алгоритмов [1, 5]. В тоже же время такой подход требует определенного подбора параметров регуляризации. От них зависит точность восстановления определяемых параметров. Надо учесть, что методы регуляризации теряют устойчивость при неточном подборе параметров регуляризации и при увеличении погрешности измеряемых величин [2, 5].

Известны примеры современных инструментов диагностики, не имеющих сегодня метрологического обеспечения. Необходимость использования априорной информации и допущений об исследуемом объекте не позволила метрологически аттестовать лазерно-локационные системы в создаваемых глобальных сетях мониторинга загрязнений окружающей среды (мировой, европейской, СНГ, РБ). Причина в незнании состояния атмосферы из-за ее неустойчивости. Такую же картину мы наблюдаем в ситуации с инструментальными системами неинвазивной оптической диагностики биофизических параметров биообъектов.

Принято реализовать решение задачи количественной оценки определяемых параметров объектов в два этапа. На первом этапе определяют оптические параметры объекта из получае-

relationships between the information received and the determined characteristic, but also the interpretation of the obtained indirect information about the object being studied (i. e., solving the inverse problem).

In almost all cases, the task of interpreting the obtained indirect information is a multi-parameter and often incorrect inverse problem. To solve such problems, the use of a priori information about the object of study is required. Usually (especially for location systems) such information is unknown, and obtaining it requires additional measurements. For remote sensing of the atmosphere, non-invasive diagnosis of biological objects, this is difficult to implement. Inaccuracy here is also manifested in the extremely strong dependence of the solution on the measurement error [1-4]. Therefore, the problem of carrying out calibration measurements with high accuracy requires its solution. For many practical cases, such a task is more complicated than creating the measuring system itself.

The amount of required a priori information is significantly reduced when using regularizing algorithms [1, 5]. At the same time, this approach requires a certain selection of regularization parameters. The accuracy of the restoration of the determined parameters depends on them. It should be noted that regularization methods lose their stability with inaccurate selection of regularization parameters and with an increase in the error of the measured values [2, 5].

Examples of modern diagnostic tools are known that do not have metrological support today. The need to use a priori information and assumptions about the object under study did not allow metrologically certifying laser radar systems in the global environmental pollution monitoring networks being created (global, European, CIS, and Belarus). The reason is ignorance of the state of the atmosphere due to its instability. We observe the same picture in the situation with instrumental systems of non-invasive optical diagnostics of biophysical parameters of biological objects.

It was decided to implement the solution of the problem of quantitative assessment of the determined parameters of objects in two stages. At the first stage, the optical parameters of the object are determined from the obtained measurement information. The standard move is a comparison of experimental and calculated data. The calculated data are obtained in the framework of the model of light transfer and interaction [3, 4, 6, 7]. To ensure the required accuracy, we use the methods of radiation



мой измерительной информации. Стандартный ход – сравнение экспериментальных и расчетных данных. Расчетные данные получают в рамках модели переноса и взаимодействия света [3,4,6,7]. Чтобы обеспечить требуемую точность, используем методы теории переноса излучения. Методы используют различные приближения о доминирующем процессе взаимодействия, требуют больших вычислительных затрат. Поэтому использование таких методов исключает возможность интерпретации экспериментальных данных в режиме реального времени. Такое утверждение относится, например, к использованию наиболее точного метода Монте-Карло (МК) [8].

Мы предлагаем использовать концепцию «безаприорности» в решении задач дистанционного зондирования с помощью методов и систем на базе оптико-физических измерений. В основе концепции «безаприорности» лежат несколько принципов:

- максимально возможное исключение априорной информации или допущений об исследуемом объекте;
- максимальное исключение влияния аппаратных параметров, параметров среды на результаты измерений при решении проблемы калибровки и метрологического обеспечения;
- получение информации в режиме реального времени.

Перейдем к обоснованию теоретических аспектов концепции «безаприорности» для использования оптико-физических измерений в условиях неопределенности.

ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ ОПТИКО-ФИЗИЧЕСКИХ ИЗМЕРЕНИЙ В УСЛОВИЯХ ИНФОРМАЦИОННОЙ НЕОПРЕДЕЛЕННОСТИ

Ранее мы разработали регрессионный подход к решению обратных задач оптического зондирования биологических сред. Он заключается в том, что из регистрируемых оптических сигналов извлекаются линейно-независимые компоненты. Процедура основана на выделении проекций сигналов на пространство из собственных векторов их ковариационной матрицы. Далее искомые параметры среды находят путем установления их устойчивых регрессионных связей с линейно-независимыми компонентами сигналов.

Использование в регрессиях линейно-независимых величин соответствует извлечению из исходных (обращаемых) данных «полезного

transfer theory. Methods use various approximations about the dominant interaction process; it requires large computational costs. Therefore, the use of such methods excludes the possibility of interpreting experimental data in real time. Such a statement relates, for example, to the use of the most accurate Monte Carlo (MC) method [8].

We propose using the concept of “apriority-free” in solving problems of remote sensing using methods and systems based on optical-physical measurements. The concept of “a priori” is based on several principles:

- the maximum possible exclusion of a priori information or assumptions about the studied object;
- the maximum exclusion of the influence of hardware parameters, environmental parameters on the measurement results when solving the problem of calibration and metrological support;
- receiving information in real time.

Let us turn to the substantiation of the theoretical aspects of the concept of “a priori” for the use of optical-physical measurements under conditions of uncertainty.

THEORETICAL ASPECTS OF OPTICAL AND PHYSICAL MEASUREMENTS IN CONDITIONS OF INFORMATION UNCERTAINTY

Earlier, we developed a regression approach to solving inverse problems of optical sensing of biological media. It consists in the fact that linearly independent components are extracted from the recorded optical signals. The procedure is based on extracting the projections of the signals onto the space from the eigenvectors of their covariance matrix. Further, the desired medium parameters are found by establishing their stable regression relationships with linearly independent signal components.

The use of linearly independent values in regressions corresponds to the extraction of the “useful signal” from the initial (inverted) data and the rejection of “noise”. Such a procedure allows us to construct solutions to inverse problems that are resistant to random “disturbances” (fluctuations) of these data. To search for linearly independent quantities, we construct the averaged dependences by statistical modeling of optical signals with maximum variability of the medium parameters. We accept only those parameters of the medium that affect the process of radiation transfer in it. Next, we construct eigenvectors and obtain regression solutions of inverse



сигнала» и отбрасыванию «шума». Такая процедура позволяет нам строить решения обратных задач, устойчивых к случайным «возмущениям» (флуктуациям) этих данных. Для поиска линейно-независимых величин строим усредненные зависимости путем статистического моделирования оптических сигналов при максимальной вариативности параметров среды. За такие параметры принимаем лишь те параметры среды, которые влияют на процесс переноса в ней излучения. Далее строим собственные векторы и получаем регрессионные решения обратных задач. В последующем это позволяет выполнить оперативную обработку измеряемых оптических сигналов без решения уравнения переноса излучения в исследуемой среде, доопределения априорной информацией как в методах регуляризации обратной задачи [6, 7].

Для разложения обрабатываемых данных на линейно-независимые компоненты используется базис ковариационной матрицы. Оптимальная размерность базиса определяется на основе замкнутых численных экспериментов по восстановлению параметров среды из характеристик ее светорассеяния. Для этого первоначально на основе смоделированного ансамбля реализаций вектора измерений \vec{r} формируется «тестовый» ансамбль. В нем каждая реализация \vec{r} получена путем наложения на компоненты исходного вектора \vec{r} случайных отклонений в пределах погрешности измерений $\delta\vec{r}$. Далее перебираются все реализации «тестового» ансамбля. Для каждой из них находят решение обратной задачи по формулам регрессии между модельными параметрами \vec{x} и линейно-независимыми величинами, составленными из компонентов \vec{r} .

В итоге полученные значения модельных параметров \vec{x}^* сравнивают с их фактическими значениями \vec{x} и рассчитывают погрешности их восстановления. В соответствии с заданной погрешностью измерений выбираем количество линейно-независимых компонентов обрабатываемых данных и характеристики светорассеяния среды. Останавливаем выбор на тех характеристиках, по которым можно наиболее точно определять конкретные параметры среды в условиях априорной неопределенности всех других. Такое решение также позволяет оценить информативность измеряемых данных, получить представление о теоретически достижимой точности восстановления из них параметров среды, исследовать влияние количества и точности оптических измерений на точность решения обратной задачи.

problems. Subsequently, this allows one to perform operational processing of the measured optical signals without solving the radiation transfer equation in the medium under study, and to determine a priori information as in regularization methods for the inverse problem [6, 7].

To decompose the inverted data into linearly independent components, the basis of the covariance matrix is used. The optimal dimension of the basis is determined based on closed numerical experiments to restore the parameters of the medium from the characteristics of its light scattering. To do this, initially on the basis of a simulated ensemble of realizations of the measurement vector \vec{r} , a “test” ensemble is formed. In it, each realization \vec{r} is obtained by superimposing on the components of the initial vector \vec{r} random deviations within the measurement error $\delta\vec{r}$. Next, all implementations of the “test” ensemble are selected. For each of them, a solution to the inverse problem is found by the regression formulas between the model parameters \vec{x} and linearly independent quantities composed of the components of \vec{r} .

As a result, the obtained values of the model parameters \vec{x}^* are compared with their actual \vec{x} values and the errors of their recovery are calculated. In accordance with a given measurement error, we select the number of linearly independent components of the reversed data and the light scattering characteristics of the medium. We stop the selection on those characteristics by which it is possible to determine specific environmental parameters under the conditions of a priori uncertainty of all others most accurately. Such a solution also makes it possible to evaluate the information content of the measured data, get an idea of the theoretically achievable accuracy of restoring the environmental parameters from them, and investigate the influence of the quantity and accuracy of optical measurements on the accuracy of solving the inverse problem.

In particular, in [6, 7, 9, 10], solutions to the inverse problems of spectroscopy of biological tissues were presented. The goal was to determine the optical and structural-morphological parameters of tissues. The optical parameters included the absorption coefficient, transport scattering coefficient, and the anisotropy factor of the scattering indicatrix. The structural and morphological parameters are the concentrations of melanin, total hemoglobin and bilirubin in the tissue, the degree of blood oxygenation, the average diameter of blood vessels, the concentration and size of effective scatterers. The solutions were based on the use of optical models of

В частности, в работах [6, 7, 9, 10] были представлены решения обратных задач спектроскопии биотканей. Целью стало определение оптических и структурно-морфологических параметров тканей. К оптическим параметрам относили коэффициент поглощения, транспортный коэффициент рассеяния и фактор анизотропии индикатрисы рассеяния. К структурно-морфологическим параметрам – концентрации меланина, общего гемоглобина и билирубина в ткани, степень оксигенации крови, средний диаметр кровеносных сосудов, концентрация и размер эффективных рассеивателей. В основе решений лежало использование оптических моделей кожи и слизистых оболочек человека, а также метода Монте-Карло (МК), и получение на этой основе устойчивых регрессионных решений обратных задач спектроскопии биотканей с пространственным разрешением.

Предложена техническая реализация и оценена эффективность определения оптических и структурно-морфологических параметров тканей из измеряемых сигналов. Сигналы обратного рассеяния (ОР) тканей регистрировались с помощью волоконно-оптической техники с пространственным разнесением каналов послышки и при-

the skin and mucous membranes of a person, as well as the Monte Carlo (MC) method, and on this basis, obtaining stable regression solutions to inverse problems of spectroscopy of biological tissues with spatial resolution.

The technical implementation is proposed and the efficiency of determining the optical and structural-morphological parameters of tissues from the measured signals is evaluated. The backscattering signals of tissues were recorded using fiber-optic technology with spatial diversity of the channels of sending and receiving radiation. The spectral region of strong light absorption by chromophores of biological tissue is in the range of $\lambda < 600$ nm. The functional diagram of the measurements of backscattering signals of the mucous membranes is shown in Fig. 1. Radiation is injected into the medium through a fiber with a diameter of 0.2 mm, and the backscattered radiation is collected by receiving fibers located at distances $L = 0.23; 0.46; 0.69; 0.92; 1.15$ mm from the center of the light-transmitting fiber (diameter of the receiving fibers 0.2 mm). Such a geometry of measurements provided an optical signal value acceptable for practice (not less than 10^{-4} of the power of the probing light beam) with a

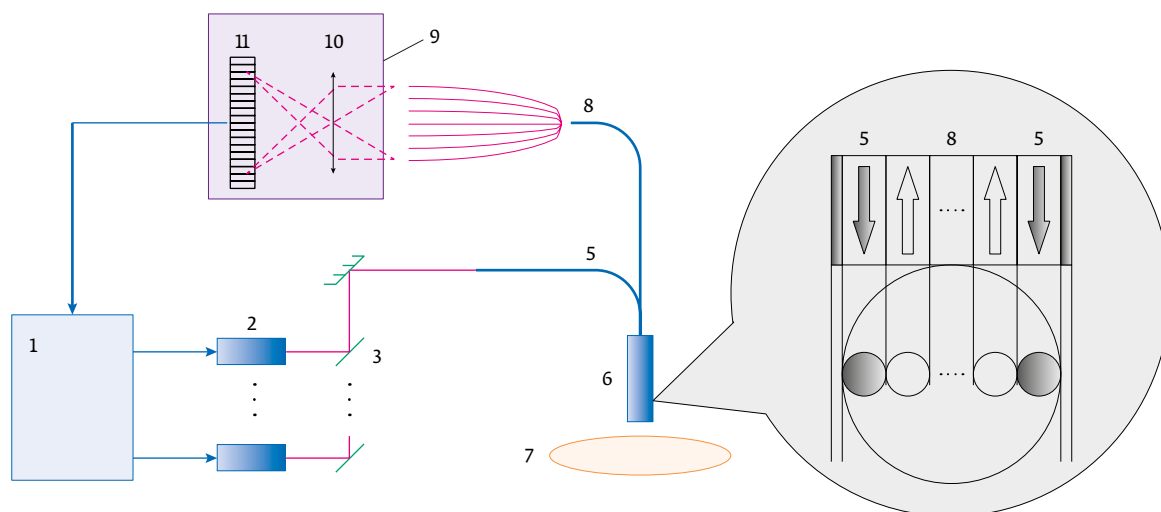


Рис. 1. Функциональная схема измерений сигналов обратного рассеяния биотканей: 1 – микропроцессорный блок управления излучателями, регистрации и обработки сигналов; 2 – лазерные излучатели; 3 – светоделительные пластинки; 4 – уголкового отражатель; 5 – светопередающие волокна; 6 – оптоволоконный зонд; 7 – биоткань; 8 – светоприимные волокна; 9 – блок регистрации излучения; 10 – микрообъектив; 11 – линейка ПЗС

Fig. 1. Functional diagram of measurements of backscattering signals of biological tissues: 1 – microprocessor control unit emitters, registration and processing of the signals; 2 – laser emitters; 3 – beam splitting plates; 4 – angle reflector; 5 – light transmitting fibers; 6 – fiber optic probe; 7 – biological tissue; 8 – light-receiving fibers; 9 – block registration radiation; 10 – micro objective; 11 – CCD line



ема излучения. Спектральная область сильного поглощения света хромофорами биоткани находится в диапазоне $\lambda < 600$ нм. Функциональная схема измерений сигналов обратного рассеяния (СОР) слизистых оболочек представлена на рис. 1. Излучение инжектируется в среду через волокно диаметром 0,2 мм, а обратно рассеянное излучение собирается принимающими волокнами, расположенными на расстояниях $L = 0,23; 0,46; 0,69; 0,92; 1,15$ мм от центра светоподводящего волокна (диаметр принимающих волокон 0,2 мм). Такая геометрия измерений обеспечила приемлемую для практики величину оптического сигнала (не менее 10^{-4} мощности зондирующего светового пучка) при максимальном расстоянии между освещающим и приемным волокнами не более диаметра инструментального канала эндоскопа.

Оценены погрешности восстановления параметров тканей, вызванные их статистическим разбросом и погрешностями оптических измерений. Совместная обработка спектральных и пространственных характеристик ОР ткани с использованием полученных регрессий позволяет уменьшить погрешность восстановления оптических параметров (ОП) ткани до $\sim 3\%$, в то время как их восстановление только из спектральных возможно с погрешностью $\sim 9\%$, а из пространственных характеристик ОР $\sim 7\%$ [7].

Предложено решение обратной задачи реконструкции двумерных распределений структурно-морфологических параметров (СМП) тканей человека по их мультиспектральным изображениям [7]. Для устранения влияния неравномерной освещенности и геометрии съемки ткани на результаты восстановления ее параметрических карт используются изображения ткани, нормированные на один из своих спектральных слоев. Обратная задача состоит в восстановлении СМП ткани из спектральных значений каждого пиксела нормированного изображения. Для ее решения используются регрессионные соотношения, предварительно полученные на основе репрезентативной выборки спектра диффузного отражения (ДО) среды, моделирующей исследуемую ткань. Устойчивость регрессионных операторов преобразования изображений тканей в параметрические карты к погрешностям измерений обеспечивается за счет использования для решения обратной задачи линейно-независимых составляющих изображения, получаемых путем проекций спектральных значений каждого пиксела на собственные векторы ковариационной матрицы спектра ДО ткани.

maximum distance between the illuminating and receiving fibers not exceeding the diameter of the instrument channel of the endoscope.

The errors in the restoration of tissue parameters caused by their statistical scatter and optical measurement errors are estimated. Combined processing of the spectral and spatial characteristics of backscattering tissue using the obtained regressions allows one to reduce the error in the restoration of optical parameters of tissue to $\sim 3\%$, while their recovery from spectral parameters is possible only with an error of $\sim 9\%$, and from backscattering spatial characteristics $\sim 7\%$ [7].

A solution to the inverse problem of reconstructing two-dimensional distributions of structural-morphological parameters (SMP) of human tissues from their multispectral images has been proposed [7]. To eliminate the influence of uneven illumination and the geometry of the tissue survey on the results of the restoration of its parametric maps, tissue images normalized to one of its spectral layers are used. The inverse problem is to restore the tissue SMP from the spectral values of each pixel of the normalized image. To solve it, regression relations are used, previously obtained on the basis of a representative sample of the diffuse reflection spectrum of the medium simulating the tissue under study. The stability of the regression operators for converting tissue images into parametric maps to measurement errors is ensured by using linearly independent image components for solving the inverse problem, obtained by projecting the spectral values of each pixel onto the eigenvectors of the covariance matrix of the diffuse reflection tissue spectrum.

On this basis, "calibration-free" measuring systems have been created that are resistant to changes in the hardware constants of receiving-emitting and recording units, environmental parameters, and optical element contamination. Using regression relationships, methods for the operative reconstruction of two-dimensional distributions of SMP of the skin, mucous membranes, and human fundus have been developed and patented (Patents BY10918 C1, 2008; BY19144 C1, 2015; RU2510506 C, 2014; RU2506567 C1, 2014; RU2511747 C2, 2014; BY18652 C1, 2014; RU2501522 C2, 2013; BY18653 C1, 2014; RU2517155 C1, 2014; RU2536217 C1, 2014; RU2539367 C1, 2014). The working wavelengths of the methods were selected that provide the greatest accuracy and stability for solving inverse problems under conditions of general variability of all tissue parameters that affect their diffuse reflection spectra.



На этой основе созданы «бескалибровочные» измерительные системы, устойчивые к изменению аппаратных констант приемо-излучающих и регистрирующих блоков, параметров окружающей среды, к загрязнению оптических элементов. С использованием регрессионных соотношений разработаны и запатентованы методы оперативной реконструкции двумерных распределений СМП кожи, слизистых оболочек и глазного дна человека (Патенты BY10918 C1, 2008; BY19144 C1, 2015; RU2510506 C, 2014; RU2506567 C1, 2014; RU2511747 C2, 2014; BY18652 C1, 2014; RU2501522 C2, 2013; BY18653 C1, 2014; RU2517155 C1, 2014; RU2536217 C1, 2014; RU2539367 C1, 2014). Выбраны рабочие длины волн методов, обеспечивающие наибольшую точность и устойчивость решения обратных задач в условиях общей вариативности всех параметров тканей, влияющих на их спектры ДО.

В тоже время, регрессионный метод не позволяет выполнять тонкий анализ характеристик светорассеяния ткани, например, выявлять в них особенности, обусловленные малыми вариациями компонентного состава крови. В частности, это относится к содержанию дисгемоглобинов в крови (карбоксии-, мет- и сульфгемоглобина), спектры поглощения которых существенно перекрываются с аналогичными спектрами основных форм гемоглобина (окси- и дезоксигемоглобина). Малые вариации спектра ОР ткани, связанные с вариациями гемоглобинного состава, в значительной степени усредняются по статистическому материалу, используемому для получения регрессий. Это снижает чувствительность метода к концентрации каждой конкретной формы гемоглобина.

В этих условиях значительно более высокая точность оценки искомых параметров может быть достигнута путем измерений спектра ОР ткани с высоким спектральным разрешением и последующего решения обратной задачи. Суть которой заключается в моделировании теоретического спектра по отношению к экспериментальному путем подбора модельных параметров. Высокое спектральное разрешение исходных данных обеспечивает устойчивость обратной задачи к погрешностям оптических измерений и устраняет неоднозначность ее решения в рамках используемой модели биоткани. Сложность здесь заключается в адекватном теоретическом расчете характеристик ОР ткани.

В наших предыдущих работах были полученных выражения для решения обратных задач оптики биотканей кожи, слизистых оболочек, бульбарной конъюнктивы и глазного дна человека [7, 11-14].

At the same time, the regression method does not allow a subtle analysis of the light scattering characteristics of the tissue, for example, to reveal in them the features caused by small variations in the component composition of the blood. In particular, this refers to the content of dyshemoglobins in the blood (carboxy-, met- and sulfhemoglobin), the absorption spectra of which substantially overlap with similar spectra of the main forms of hemoglobin (oxy- and deoxyhemoglobin). Small variations in the spectrum of tissue backscattering associated with variations in hemoglobin composition are largely averaged over the statistical material used to obtain the regressions. This reduces the sensitivity of the method to the concentration of each specific form of hemoglobin.

Under these conditions, a significantly higher accuracy in estimating the desired parameters can be achieved by measuring the backscattering spectrum of the tissue with high spectral resolution and then solving the inverse problem. The essence of which is to model the theoretical spectrum with respect to the experimental one by selecting model parameters. High spectral resolution of the initial data ensures the stability of the inverse problem to optical measurement errors and eliminates the ambiguity of its solution within the framework of the used biological tissue model. The difficulty here lies in an adequate theoretical calculation of the characteristics of tissue backscattering.

In our previous works, expressions were obtained for solving inverse problems in the optics of skin biotissues, mucous membranes, bulbar conjunctiva, and the human fundus [7, 11-14]. We especially note the developed approximation analogues of the MC method for fast calculations of the characteristics of radiation transfer in a homogeneous and two-layer multi-scattering media.

For example, the calculation of the diffuse reflection coefficient of a homogeneous, semi-infinite medium with an absorption coefficient $k=0.004-7.0 \text{ mm}^{-1}$, a transport scattering coefficient $\beta'=0,3-5,1 \text{ mm}^{-1}$, and an average cosine of the scattering indicatrix $g=0,5-0,97$ and the refractive index $\eta=1.35-1.45$ based on the following approximation formula [7.11]:

$$\ln R = A + \sum_{m=1}^3 \left(a_m [\ln(kz_0)]^m + b_m [\ln(b'z_0)]^m \right) + \sum_{m=1}^3 \left(c_m \left[\ln \frac{b'z_0}{1-g} \right]^m + d_m [\ln \eta]^m \right),$$

where $z_0 = [3k(k+\beta')]^{-\frac{1}{2}}$ is the diffusion depth of light penetration into the medium, A , a_m , b_m , c_m and d_m are

Особо отметим разработанные аппроксимационные аналоги метода МК для быстрых расчетов характеристик переноса излучения в однородной и двухслойной многократно рассеивающих средах.

Так, расчет коэффициента диффузного отражения (КДО) однородной, полубесконечной среды с коэффициентом поглощения $k=0,004-7,0 \text{ мм}^{-1}$, транспортным коэффициентом рассеяния $\beta'=0,3-5,1 \text{ мм}^{-1}$, средним косинусом индикатрисы рассеяния $g=0,5-0,97$ и показателем преломления $\eta=1,35-1,45$ основан на следующей аппроксимационной формуле [7,11]:

$$\ln R = A + \sum_{m=1}^3 \left(a_m [\ln(kz_0)]^m + b_m [\ln(b'z_0)]^m \right) + \sum_{m=1}^3 \left(c_m \left[\ln \frac{b'z_0}{1-g} \right]^m + d_m [\ln \eta]^m \right),$$

где $z_0 = [3k(k+\beta')]^{-\frac{1}{2}}$ – диффузионная глубина проникновения света в среду, A , a_m , b_m , c_m и d_m – числовые коэффициенты, рассчитанные заранее путем численного моделирования переноса излучения в среде. Максимальная погрешность вычисления R по данной формуле для указанных значений ОП среды – 4%, средняя погрешность – 0,9%. Аналитическая аппроксимация позволяет моделировать КДО большинства биотканей и многих сред небиологического происхождения в спектральных областях сильного и слабого поглощения в них света.

Модель для двухслойной среды основана на представлении КДО в виде произведения эффективных пропусканий света слоями, с учетом его многократного рассеяния и переотражения между ними. Зависимости эффективного пропускания каждого слоя от ОП среды для случаев ее коллимированного и диффузного освещения описывается полиномиальными функциями с заданными числовыми коэффициентами [13]. Предложенные формулы с высокой точностью аппроксимируют результаты численных расчетов КДО (рис. 2). Среднеквадратическая погрешность расчета КДО среды в диапазоне $R=0,01-0,60$ составляет 0,65%.

Для корректного решения задач дозиметрии лазерного излучения и всестороннего анализа эффективности фотодинамической терапии (ФДТ) необходимо знание целого комплекса параметров. К их числу относятся абсолютные концентрации ФС и молекулярного кислорода в ткани; объемная концентрация капилляров и их средний диаметр; соотношения концентраций различных форм гемоглобина; глубина проникновения

numerical coefficients calculated in advance by numerically simulating the radiation transfer into environment. The maximum error in calculating R according to this formula for the indicated values of the optical parameters of the medium is 4%, and the average error is 0.9%. The analytical approximation allows us to simulate the diffuse reflection coefficient of most biological tissues and many media of non-biological origin in the spectral regions of strong and weak light absorption in them.

The model for a two-layer medium is based on the representation of diffuse reflection coefficient in the form of the product of effective light transmission by layers, taking into account its multiple scattering and re-reflection between them. The dependences of the effective transmission of each layer on the optical parameters of the medium for the cases of its collimated and diffuse illumination are described by polynomial functions with given numerical coefficients [13]. The proposed formulas approximate with high accuracy the results of numerical calculations of diffuse reflection coefficient (Fig. 2). The standard error of the calculation of the diffuse reflection

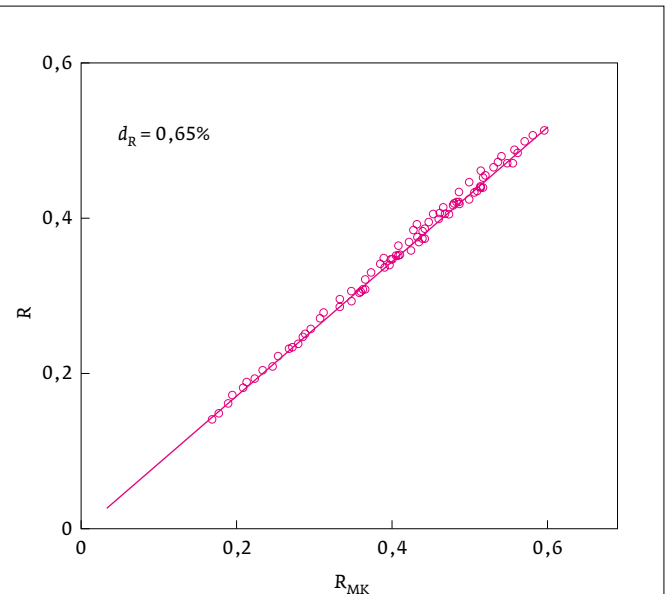


Рис. 2. Сопоставление результатов численных экспериментов по вычислению коэффициента диффузного отражения (КДО) двухслойной среды (рассчитанных методом Монте-Карло и аналитическим методом)

Fig. 2. Comparison of the results of numerical experiments on the calculation of the diffuse reflection coefficient of a two-layer medium (calculated by the Monte Carlo method and the analytical method)



света в ткань; распределение плотности излучения в ткани и световая мощность, поглощаемая эндогенными (естественными) и экзогенными (специально введенными) хромофорами ткани [15]. Причем, для выбора оптимальных спектральных и энергетических характеристик лазерного излучения все параметры, характеризующие процессы переноса излучения в среде и его взаимодействия с веществом среды, должны быть представлены в виде функциональной зависимости от длины волны зондирующего излучения.

Количественной мерой эффективности фотофизических и фотохимических процессов в облучаемой ткани, связанных с поглощением света ее хромофором X , может служить спектр действия света на данный хромофор [7, 16]:

$$K_X(z, \lambda) = C_X(z)k_X(\lambda)\Phi(z, \lambda),$$

где C_X и k_X – концентрация и коэффициент поглощения хромофора, $\Phi(z, \lambda)$ – спектр плотности излучения на глубине ткани z (пространственная освещенность), Вт/м².

Идея, положенная авторами в основу неинвазивного определения функций $K_X(z, \lambda)$, состоит в следующем. Известно, что световое поле внутри биоткани и поле излучения, рассеянного ею в обратном направлении, определяются одними и теми же параметрами ткани. Характеристики поля обратного рассеянного излучения измеряют непосредственно в ходе эксперимента. Оптически значимые параметры ткани устанавливаем путем решения соответствующей обратной задачи. Далее, используя теорию переноса излучения рассчитываем все необходимые спектральные и пространственные характеристики светового поля внутри ткани, а также глубинные распределения спектров действия света на ее хромофоры. Таким образом, параметры фотовоздействия, обеспечивающие оптимальный терапевтический эффект, можно выбирать по характеристикам обратного рассеянного тканью излучения. Однако для этого необходимы быстрые и надежные методы расчета характеристик световых полей внутри и вне облучаемой ткани [7].

Поле излучения в среде описывается суперпозицией падающего коллимированного, падающего диффузного и отраженного диффузного потоков. Световые потоки в соседних элементарных слоях среды и на ее поверхности связаны простыми матричными операторами. Их получаем сочетанием асимптотических формул теории переноса излучения с приближением однократного рас-

коэффициентом среды в диапазоне $R=0.01-0.60$ is 0.65%.

For the correct solution of the problems of laser radiation dosimetry and a comprehensive analysis of the effectiveness of photodynamic therapy, knowledge of a whole complex of parameters is necessary. These include absolute concentrations of FS and molecular oxygen in the tissue; volume concentration of capillaries and their average diameter; the ratio of the concentrations of various forms of hemoglobin; the depth of penetration of light into the fabric; distribution of radiation density in tissue and light power absorbed by endogenous (natural) and exogenous (specially introduced) tissue chromophores [15]. Moreover, to select the optimal spectral and energy characteristics of laser radiation, all parameters characterizing the processes of radiation transfer in the medium and its interaction with the substance of the medium should be presented as a functional dependence on the wavelength of the probe radiation.

A quantitative measure of the effectiveness of photophysical and photochemical processes in an irradiated tissue associated with the absorption of light by its chromophore X can be the spectrum of the action of light on a given chromophore [7, 16]:

$$K_X(z, \lambda) = C_X(z)k_X(\lambda)\Phi(z, \lambda),$$

where C_X and k_X are the concentration and absorption coefficient of the chromophore, $\Phi(z, \lambda)$ is the radiation density spectrum at the tissue depth z (spatial illumination), W/m².

The idea put by the authors as a basis for the noninvasive definition of the functions $K_X(z, \lambda)$ consists in the following. It is known that the light field inside the biological tissue and the radiation field scattered by it in the opposite direction are determined by the same tissue parameters. The characteristics of the backscattered radiation field are measured directly during the experiment. We establish optically significant tissue parameters by solving the corresponding inverse problem. Further, using the theory of radiation transfer, we calculate all the necessary spectral and spatial characteristics of the light field inside the tissue, as well as the deep distributions of the light action spectra on its chromophores. Thus, the parameters of photo exposure, providing the optimal therapeutic effect, can be selected according to the characteristics of radiation backscattered by the tissue. However, this requires fast and reliable methods for calculating the characteristics of light fields inside and outside the irradiated tissue [7].



сеяния. Сравнение результатов расчета световых потоков в пятислойной среде (моделирующей кожу человека) инженерным методом и методом МК показывает, что они сопоставимы по точности при существенном различии вычислительных затрат [7].

Примеры определения параметров фотовоздействия продемонстрированы в работах [18,19] при изучении спектров действия света на фотосенсибилизатор и оксигемоглобин при фотодинамической терапии, а также скорости фотоизомеризации билирубина при фототерапии желтухи у новорожденных.

Получены патенты на методы, позволяющие проводить фотодинамическую терапию онкологических заболеваний человека (Патенты RU2521838 C1, 2013; BY19557 C1, 2014; Евразийский патент 031413 B1, 2018).

Разработаны и запатентованы: устройство для диагностики злокачественных образований в слизистой оболочке человека посредством определения концентрации гемоглобина и степени оксигенации крови в ней (Патент BY19558 C1, 2015); устройство для определения концентрации гемоглобина и степени оксигенации крови в слизистых оболочках (Патент RU2528087 C1, 2014). Данное устройство может с успехом использоваться в ходе проведения эндоскопических исследований слизистых оболочек полости рта, пищевода, органов желудочно-кишечного тракта и легких.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Визуальное осмотр (обследование) органов и тканей человека является первоочередным методом диагностики ряда заболеваний и широко используется в онкологии, хирургии, офтальмологии и в ряде других областей медицины. В современной медицине такое обследование выполняется при помощи специализированных систем: дерматоскопов, эндоскопов, фундус-камер и др. Однако визуальный осмотр тканей пациента целиком опирается на опыт, квалификацию и цветовосприятие врача и не обеспечивает объективности диагноза заболевания.

Таким образом, чрезвычайно актуальна разработка оперативных высокоточных методов количественной диагностики биообъектов по спектрально-пространственным характеристикам их многократного рассеяния и их мультиспектральным изображениям; методик неинвазивного контроля свето-индуцированных процессов в биотканях при фототерапии. Основой для создания нового поколения оптико-электронных систем,

The radiation field in the medium is described by the superposition of the incident collimated, incident diffuse and reflected diffuse flows. Luminous fluxes in neighboring elementary layers of the medium and on its surface are connected by simple matrix operators. We obtain them by combining the asymptotic formulas of the theory of radiation transfer with the single-scattering approximation. A comparison of the results of calculating light fluxes in a five-layer medium (modeling human skin) by the engineering method and the MC method shows that they are comparable in accuracy with a significant difference in computational costs [7].

Examples of determining the parameters of photoexposure were demonstrated in [18, 19] when studying the spectra of the action of light on a photosensitizer and oxyhemoglobin during photodynamic therapy, as well as the rate of photoisomerization of bilirubin during phototherapy of jaundice in newborns.

Patents have been obtained for methods that allow photodynamic therapy of human oncological diseases (Patents RU2521838 C1, 2013; BY19557 C1, 2014; Eurasian Patent 031413 B1, 2018).

Developed and patented: a device for the diagnosis of malignant tumors in the human mucosa by determining the concentration of hemoglobin and the degree of blood oxygenation in it (Patent BY19558 C1, 2015); a device for determining the concentration of hemoglobin and the degree of blood oxygenation in the mucous membranes (Patent RU2528087 C1, 2014). This device can be successfully used during endoscopic examinations of the mucous membranes of the oral cavity, esophagus, organs of the gastrointestinal tract and lungs.

CONCLUSION

Visual inspection (examination) of human organs and tissues is the first-line method for diagnosing a number of diseases and is widely used in oncology, surgery, ophthalmology, and in a number of other areas of medicine. In modern medicine, such an examination is performed using specialized systems: dermatoscopes, endoscopes, fundus cameras, etc. However, a visual examination of the patient's tissues is entirely based on the experience, qualifications and color perception of the doctor and does not provide an objective diagnosis of the disease.

Thus, the development of operational high-precision methods for the quantitative diagnosis of biological objects according to the spectral and spatial characteristics of their multiple scattering and their multispectral images is extremely relevant; methods



использующих минимальное количество априорной информации, дополнительных измерений, калибровочных процедур является разработка методов, соответствующих условиям концепции «безаприорности».

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Тихонов А. Н., Арсенин В. Я. *Методы решения некорректных задач.* – М.: Наука, 1986; 285.
2. Зуев В. Е., Наац И. Э. *Обратные задачи лазерного зондирования атмосферы.* – Новосибирск: Наука. 1992; 240.
3. Приезжев А. В., Тучин В. В., Шубочкин Л. П. *Лазерная диагностика в биологии и медицине.* – М.: Наука. 1989; 237.
4. Тучин В. В. (ред.). *Оптическая биомедицинская диагностика.* – М.: Физматлит. 2006; 1: 506.
5. Самарский А. А., Вабищевич П. И. *Численные методы решения обратных задач математической физики.* – М.: ЛКИ. 2009; 480.
6. Кугейко М. М., Лысенко С. А. *Лазерная спектрофелометрия аэродисперсных сред.* – Минск: БГУ. 2012; 208. ISBN: 978-985-518-747-0. URL: <http://elib.bsu.by/handle/12345678956737>.
7. Лысенко С. А. *Методы оптической диагностики биологических объектов.* – Минск: БГУ. 2014; 250. ISBN: 978-985-518-982-5. URL: <http://elib.bsu.by/handle/12345678956737>.
8. Марчук Н. Г. (ред.). *Метод Монте-Карло в атмосферной оптике.* – Новосибирск: Наука. 1971; 296.
9. Лысенко С. А., Кугейко М. М. Метод неинвазивного определения содержания гемоглобина в биологических тканях. *ЖПС.* 2012; 79(4): 651–657.
10. Лысенко С. А., Кугейко М. М. Неинвазивная диагностика микрофизических параметров кожи на основе спектроскопии диффузного отражения с пространственным разрешением. *ЖПС.* 2012; 79(6): 938–947.
11. Лысенко С. А., Кугейко М. М. Количественная мультиспектральная эндоскопия слизистых оболочек. *Измерительная техника.* 2013; 11: 68–73.
12. Лысенко С. А., Кугейко М. М. Экспресс анализ гемоглобинов цельной крови методом светорассеяния. *ЖПС.* 2013; 80(3): 432–441.
13. Лысенко С. А., Кугейко М. М. Бесконтактная диагностика биопараметров кожи и крови на основе аппроксимирующих функций для потоков рассеянного кожей излучения. *Квантовая электроника.* 2014; 44(3): 252–258.
14. Лысенко С. А., Кугейко М. М., Фираго В. А., Собчук А. Н. Аналитическая модель спектра диффузного отражения кожной ткани. *Квантовая электроника.* 2014; 44(1): 69–75.
15. Асимов М. М., Королевич А. Н., Константинов Е. Э. Кинетика оксигенации кожной ткани под воздействием низкоинтенсивного лазерного излучения. *ЖПС.* 2007; 74(1): 120–125.
16. Барун В. В., Иванов А. П. Глубинные распределения спектров действия света для хромофоров кожи. *ЖПС.* 2010; 77(1): 82–88.
17. Лысенко С. А., Кугейко М. М. Метод расчета характеристик световых полей в задачах оптической диагностики и персонализированной терапии биологических тканей. *ЖПС.* 2013; 80(2): 279–286.
18. Лысенко С. А., Кугейко М. М. Метод оценки оптимальных спектральных и энергетических параметров лазерного воздействия при фотодинамической терапии биоткани. *Квантовая электроника.* 2015; 45(4): 358–365.
19. Лысенко С. А., Кугейко М. М. Метод оценки эффективности изомеризации билирубина при фототерапии неонатальной желтухи. *ЖПС.* 2014; 81(5): 761–769.

АВТОРЫ

Кугейко Михаил Михайлович, e-mail: kugeiko@bsu.by, доктор физ.-мат. наук, профессор кафедры квантовой радиофизики и оптоэлектроники, ф-т радиофизики и компьютерных технологий, Белорусский государственный университет, Минск, Республика Беларусь.
ORCID: ORCID:0000-0002-9462-9533

Лысенко Сергей Александрович, e-mail: lisenko@bsu.by, доктор физ.-мат. наук, профессор кафедры информатики и компьютерных систем, ф-т радиофизики и компьютерных технологий, Белорусский государственный университет, Минск, Республика Беларусь.

of non-invasive control of light-induced processes in biological tissues during phototherapy. The basis for creating a new generation of optoelectronic systems using the minimum amount of a priori information, additional measurements, calibration procedures is the development of methods that meet the conditions of the concept of “a priori”.

REFERENCES

1. Tikhonov A. N., Arsenin V. Ya. *Methods for solving incorrect tasks.* – M.: Nauka. 1986; 285.
2. Zuev V. E., Naats I. E. *Inverse problems of laser sensing of the atmosphere.* – Novosibirsk: Nauka. 1992; 240.
3. Arriving A. V., Tuchin V. V., Shubochkin L. P. *Laser diagnostics in biology and medicine.* – M.: Nauka. 1989; 237.
4. Tuchin V. V. (Ed.). *Optical Biomedical Diagnostics.* – M.: Fizmatlit. 2006; 1: 506.
5. Samarsky A. A., Vabishchevich P. I. *Numerical methods for solving inverse problems of mathematical physics.* – M.: LCI. 2009; 480.
6. Kugeiko M. M., Lysenko S. A. *Laser spectronefelometry of aerodispersed media.* – Minsk: BSU. 2012; 208. ISBN: 978-985-518-747-0. URL: <http://elib.bsu.by/handle/12345678956737>.
7. Lysenko S. A. *Methods of optical diagnostics of biological objects.* – Minsk: BSU, 2014; 250. ISBN: 978-985-518-982-5. URL: <http://elib.bsu.by/handle/12345678956737>.
8. Marchuk N. G. (Ed). *Monte Carlo method in atmospheric optics.* – Novosibirsk: Nauka. 1971; 296.
9. Lysenko S. A., Kugeiko M. M. The method of non-invasive determination of hemoglobin content in biological tissues. *ZhPS.* 2012; 79 (4): 656–662.
10. Lysenko S. A., Kugeiko M. M. Non-invasive diagnostics of microphysical parameters of the skin based on diffuse reflection spectroscopy with spatial resolution. *ZhPS.* 2012; 79 (6): 932–941.
11. Lysenko S. A., Kugeiko M. M. Quantitative multispectral endoscopy of the mucous membranes. *Measuring technique.* 2013; 11: 68–73.
12. Lysenko S. A., Kugeiko M. M. Express analysis of whole blood hemoglobins by light scattering. *ZhPS.* 2013; 80 (3): 432–441.
13. Lysenko S. A., Kugeiko M. M. Non-contact diagnosis of skin and blood bioparameters based on approximating functions for streams of radiation scattered by the skin. *Quantum Electronics.* 2014; 44 (3): 252–258.
14. Lysenko, S. A., Kugeiko M. M., Firago V. A., Sobchuk A. N. An analytical model of the spectrum of diffuse reflection of skin tissue. *Quantum Electronics.* 2014; 44 (1): 69–75.
15. Asimov M. M., Korolevich A. N., Konstantinov E. E. Kinetics of skin tissue oxygenation under the influence of low-intensity laser radiation. *ZhPS.* 2007; 74 (1): 120–125.
16. Barun, V. V., Ivanov A. P. Deep distribution of light spectra for skin chromophores. *ZhPS.* 2010; 77 (1): 82–88.
17. Lysenko S. A., Kugeiko M. M. A method for calculating the characteristics of light fields in the problems of optical diagnostics and personalized therapy of biological tissues. *ZhPS.* 2013; 80 (2): 273–280.
18. Lysenko S. A., Kugeiko M. M. A method for assessing the optimal spectral and energy parameters of laser irradiation in photodynamic therapy of biological tissue. *Quantum Electronics.* 2015; 45 (4): 358–365.
19. Lysenko, S. A., Kugeiko M. M. A method for evaluating the effectiveness of bilirubin isomerization in phototherapy of neonatal jaundice. *ZhPS.* 2014; 81 (5): 761–769.

ABOUT AUTHORS

Kugeiko Mikhail Mikhailovich, e-mail: kugeiko@bsu.by, Dr. of Scien. (Phys.-Math), Professor, Department of Quantum Radiophysics and Optoelectronics, Faculty of Radiophysics and Computer Technology, Belarusian State University, Minsk, Republic Belarus.
ORCID: ORCID:0000-0002-9462-9533

Lisenko Sergey Aleksandrovich, e-mail: lisenko@bsu.by, Dr. of Scien. (Phys.-Math), Professor, Department of Informatics and Computer Systems, Faculty of Radiophysics and Computer Technology, Belarusian State University, Minsk, Republic of Belarus.

Smart-VS: интеллектуальные технологии вливаются в бизнес-процессы

Компания Datalogic в июне 2020 года представила новый продукт – умный датчик машинного зрения Smart Vision Sensor (VS).

Smart VS разработан для интеграции в системы сортировки объектов. Поэтому такие датчики будут востребованы в самых разных сферах: на линиях разлива в пищевой промышленности, в механизированных упаковочных машинах для фармацевтической или косметической продукции, в конвейерной сборке механических или электронных деталей. С помощью Smart VS данные о различных объектах поступают с видеокamera в режиме реального времени на управляющий блок

или в архив записей. Далее с помощью ПО идет анализ видеопотока.

Удобство использования датчика машинного зрения Smart-VS заключается в легкости его настройки и управления. Датчиком можно управлять удаленно через графический пользовательский веб-интерфейс (GUI). Разработанный алгоритм машинного обучения Smart-VS расширяет потенциал его использования благодаря способности самообучения в неблагоприятных условиях эксплуатации: при работе с низкоконтрастными объектами, при низкой освещенности, объектами, имеющими люфт скольжения и большие допуски позицион-



ных положений в контролируемом рабочем поле. Скорость отклика для эксплуатации в разных условиях в среднем составляет 50 мс.

*По материалам сайта
www.datalogic.com*



ПЕТЕРБУРГСКАЯ
ТЕХНИЧЕСКАЯ
ЯРМАРКА

17-19

СЕНТЯБРЯ
2020

КВЦ «ЭКСПОФОРУМ»
Петербургское шоссе, 64

ВЕДУЩЕЕ ПРОМЫШЛЕННОЕ МЕРОПРИЯТИЕ СЕВЕРО-ЗАПАДА

+7 812 320 9032 | bolgova@restec.ru | ptfair.ru