



ЛАЗЕРНЫЕ НЕПОВРЕЖДАЮЩИЕ ТЕХНОЛОГИИ ДЛЯ ВЕРИФИКАЦИИ ОРГАНОВ И ТКАНЕЙ В МАЛОИНВАЗИВНОЙ И РОБОТ-АССИСТИРОВАННОЙ ХИРУРГИИ

И.А. Разницына¹, П.А. Куликова¹, А.А. Глазков¹,
Д.А. Рогаткин^{1,2}

¹Московский областной научно-исследовательский
клинический институт, Москва

²ООО "Центр исследований и разработок
ЭОС-Медика", Москва
raznitsyna@medphyslab.com

LASER NON-DESTRUCTIVE TECHNOLOGIES FOR VERIFICATION OF ORGANS AND TISSUES IN MINIMALLY INVASIVE AND ROBOT-ASSISTED SURGERY

I. A. Raznitsyna¹, P. A. Kulikova¹, A. A. Glazkov¹,
D. A. Rogatkin^{1,2}

¹ Moscow Regional Scientific Research Clinical
Institute, Moscow

² LLC "Center for Research and Development EOS-
Medica", Moscow
raznitsyna@medphyslab.com

В будущем лазерные и оптические технологии смогут лечь в основу навигации в робот-ассистированной и малоинвазивной хирургии. Обсуждается необходимость развития методов, позволяющих дифференцировать органы и типы тканей в хирургии. Проведен многофакторный анализ спектров флюоресценции и обратного рассеяния различных биотканей. Восемь из выделенных одиннадцати типов тканей удалось определить с точностью более 80%.

Всякое хирургическое вмешательство, даже минимальное, представляет потенциальную опасность, предугадать которую не всегда возможно [1]. Резко возрастающее количество неблагоприятных последствий лечения, в том числе хирургического, породило появление нового термина - "ятроэпидемия" [2]. Если на предоперационном этапе врач может применить широкий арсенал инструментально-диагностических подходов, помогающих принять решение и определиться с тактикой, то в момент операции в рутинной практике хирургу часто приходится опираться на свою субъективную оценку операционного поля и данные, полученные на дооперационном этапе. Другими словами, хирург нередко вынужден быстро принимать решения, ориентируясь на визуальную и тактильную оценку тканей, а иногда и на интуицию. Если же говорить о лапароскопической и робот-ассистированной хирургии, столь интенсивно развивающихся сегодня, то врач практически лишен там тактильных ощущений, а цветопередача изображения может быть немного изменена. При нормальной анатомии в большинстве случаев

Laser and optical technologies could form the basis for the method of navigation in robot-assisted and low-invasive surgery in the future. The need to develop methods for organs and tissues differentiation in surgery is discussed. A multifactor analysis of fluorescence and backscattering spectra was carried out for different tissues. Eight out of eleven types of tissues were verified with the accuracy more than 80%.

Any surgical intervention, even a minimal one, poses potential danger, which is not always possible to predict [1]. A dramatically increasing number of adverse effects of treatment, including surgical treatment, gave rise to a new term, "jatroepidemic" [2]. If at the preoperative stage the doctor can apply a large variety of instrumental and diagnostic approaches that help to take a decision and identify treatment strategy, at the time of surgery, the surgeon often has to rely on his/her subjective evaluation of the operating field and the data obtained at the preoperative stage. In other words, the surgeon is often forced to take quick decisions, focusing on visual and tactile evaluation of tissues, and sometimes intuitively. In terms of laparoscopic and robot-assisted surgery, intensively developing today, the doctor is almost devoid of tactile sensations, and color reproduction of the image may be slightly altered. With normal anatomy, in most cases an experienced surgeon can easily differentiate organs and tissues in such a situation, however, in the case of anomalies or variations in the organ development, the surgeon may have difficulty in verifying certain structures [3]. It is known that



опытный хирург может и в такой ситуации с легкостью дифференцировать разные органы и ткани, однако в случае аномалий или вариантов развития органов у хирурга могут возникнуть затруднения в верификации тех или иных структур [3]. Известно, что 5% дефектов оказания хирургической помощи, приведших к жалобам и судебно-медицинским экспертизам, связаны именно с аномалией развития органов [1]. Также близость анатомических структур, выраженная спаечная болезнь повышают риск совершить ошибку и неправильно продифференцировать органы и ткани, что может привести к повреждению здоровых тканей.

Таким образом, очевидна необходимость создания удобного, доступного для широкого применения прибора, позволяющего хирургу проводить интраоперационное экспресс-определение анатомических структур и их верификацию без повреждения исследуемых тканей. На сегодняшний день ряд аппаратов для робот-ассистированной хирургии, предназначенных для нейрохирургических операций (например Spine Assist, Mazor Surgical Technologies, Caesarea, Израиль), снабжены системой КТ-контроля, однако ее применение сопряжено с радиационной нагрузкой на организм. Использование ультразвуковых методов, безопасных для человека, в робот-ассистированной хирургии на сегодняшний день затруднено ввиду необходимости обеспечения импедансного согласования, что невозможно для открытых ран. Использование магнитного поля в условиях операций также проблематично.

Существует и другой подход к решению данной задачи. Известно, что различные типы ткани имеют разные спектры обратного рассеяния электромагнитного излучения в видимой области спектра. Также различие в содержании таких природных (эндогенных) флюорофоров, как коллаген, эластин, кератин, порфирин и других, отражается на спектрах флюоресценции *in vivo*. Зафиксировать данные различия можно путем регистрации спектра вторичного излучения после воздействия на объект узкополосным (лазер) и широкополосным (лампа) источниками низкоинтенсивного видимого света. Преимуществом такого подхода является, во-первых, безопасность для тканей использования маломощного излучения в не разрушающем их режиме. Во-вторых, большинство хирургических роботов уже снабжено системой визуализации, выполненной в виде эндоскопических зондов, и внедрение дополнительных каналов для доставки и регистрации диагностического излучения не составит больших технических трудностей. В-третьих, оптическое излучение позволяет получать информацию от объекта в режиме

5% of defects in the provision of surgical care, which led to complaints and forensic medical examinations, are connected with the organ development anomaly [1]. Also, the proximity of anatomical structures, pronounced peritoneal adhesions increase the risk of making a mistake and incorrectly differentiate organs and tissues, which can lead to damage to healthy tissues.

Thus, the necessity to create a convenient, widely available device that allows the surgeon to perform an intraoperative rapid identification of anatomical structures and their verification without damaging the tissue is apparent. To date, a number of devices for robot-assisted surgery, intended for neurosurgical operations (e.g., Spine Assist, Mazor Surgical Technologies, Caesarea, Israel), are equipped with a CT-control system, but its use is associated with radiation burden for the body. The use of ultrasound techniques that are safe for human in robot-assisted surgery is difficult today due to the need to provide impedance matching, which is not possible for open wounds. The use of a magnetic field in surgery conditions is also problematic.

There is another approach to solving this problem. It is known, that different types of tissue have different backscattering spectra of electromagnetic radiation in the visible region. Also, the difference in the content of such natural (endogenous) fluorophores, as collagen, elastin, keratin, porphyrin, etc., is also reflected in the fluorescence spectra obtained *in vivo*. One can record these differences by recording the spectrum secondary radiation after the object is exposed to narrow-band (laser) and broadband (lamp) sources of low-intensity visible light. The advantage of this approach is, firstly, the safety of using low-power radiation for tissues, at mode not destroying them. Secondly, most surgical robots are already equipped with a visualization system made in the form of endoscopic probes, and the introduction of additional channels for the delivery and registration of diagnostic radiation will not be of great technical difficulty. Thirdly, optical radiation allows you to receive information from the object in real time, which facilitates the instantaneous transfer of information to the surgeon.

The main obstacle standing in the way of implementation of this technology into practice, is the lack of well-proved methods and numerical criteria to define the type of tissue by its optical spectrum. There are many researches devoted to the analysis for the optical spectra of backscattering of various tissues and finding specific quantitative criteria for their differentiation [4]. There are also



реального времени, что способствует мгновенной передаче информации хирургу.

Главным препятствием, стоящим на пути внедрения данной технологии в практику, является отсутствие отработанных методик и численных критериев определения типа ткани по оптическим спектрам. Известно много работ, посвященных анализу оптических спектров обратного рассеяния различных тканей и поиску специфических количественных критериев их дифференцирования [4]. Известны также работы, в которых были предприняты попытки верифицировать биоткани при помощи флуоресцентного анализа [5]. Тем не менее, ни один из этих методов так и не стал общепризнанным и не вошел в широкую практику по целому ряду причин, в первую очередь из-за низкой точности и специфичности [6]. Однако есть основания полагать, что одновременная оценка и спектров флуоресценции, и спектров диффузного отражения тканей может все же помочь в решении данных задач, стоящих перед практикующими хирургами.

С технической точки зрения принцип работы большинства оптических спектроскопических систем для медицинской диагностики *in vivo* одинаков: к поверхности исследуемого объекта при помощи оптоволоконного зонда подводится низкоинтенсивное оптическое излучение (узкополосное и/или широкополосное), взаимодействующее с биотканью. Из-за различий в степени кровенаполнения в биохимическом составе и морфологии биоткани обладают различными поглощающими, рассеивающими и флуоресцирующими свойствами. Свет, проникающий в биоткань, претерпевает внутри нее различные линейные (упругое рассеяние, поглощение) и нелинейные (флуоресценция) взаимодействия, поэтому выходящая из ткани за счет многократного рассеяния часть излучения, попадающая в детектирующее волокно, несет комплексную информацию о составе и структуре ткани. Но эту информацию еще надо "расшифровать", так как, например, на регистрируемые спектры флуоресценции сильное влияние оказывают поглощающие и рассеивающие свойства биотканей. Следовательно, для решения этой задачи требуется применение сочетанных методов диагностики.

ИССЛЕДОВАНИЯ СПЕКТРОВ ОБРАТНОГО РАССЕЯНИЯ И ФЛЮОРЕСЦЕНЦИИ НА ПРИМЕРЕ ТКАНЕЙ ЛАБОРАТОРНЫХ ЖИВОТНЫХ

В лаборатории медико-физических исследований МОНИКИ имени М.Ф.Владимирского был проведен эксперимент по оценке вторичных спектров

researches attempting to verify biological tissues using fluorescence analysis [5]. Nevertheless, none of these methods has not become universally recognized and has not been introduced into common practice for a variety of reasons, primarily because of low accuracy and specificity [6]. However, there is reason to believe that simultaneous evaluation of both fluorescence spectra and diffuse reflectance spectra of tissues can, nevertheless, help in solving the tasks faced by practicing surgeons.

From the technical point of view, the principle of operation of the majority of optical spectroscopic systems for *in vivo* medical diagnostics is similar: low-intensity optical radiation (narrow-band and/or broadband) interacting with the biological tissue is approached to the surface of the object under study using a fiber-optic probe. Due to differences in the level of the blood supply, biochemical composition and morphology, the biological tissues possess different absorbing, scattering and fluorescing properties. Light, penetrating into the biological tissue, undergoes various linear (elastic scattering, absorption) and nonlinear (fluorescence) interactions inside, therefore the part of radiation, leaving the tissue due to multiple scattering, that enters the detection fiber, carries comprehensive information about the tissue composition and structure. However, this information still needs to be decoded, since, for example, the detected fluorescence spectra are heavily influenced by absorbing and scattering properties of the biological tissues. Therefore, the use of combined methods of diagnosis is required to solve this problem.

STUDY OF BACKSCATTERING AND FLUORESCENCE SPECTRA ILLUSTRATED BY LABORATORY ANIMALS' TISSUES

In the laboratory of medical and physical researches of M.F.Vladimirskiy Moscow Regional Research Clinical Institute, an experiment to evaluate secondary emission spectra after exposure of various types of tissues to narrow-band and broadband (white light) sources of optical radiation was conducted. The optical properties of various tissues of laboratory rats were studied. For analysis, the animals were sacrificed by administering a lethal dose of anesthetic (Zoletil 200 mg/kg), various fragments of different tissues and organs were taken: a fragment of lung (n=6), cross-striated muscle tissue (n=8), liver (n=6), kidney (n=7), omentum (n=7), cardiac muscle (n=7), a fragment of testicle (n=6), bone (n=4), nerve tissue (n=6), a fragment of esophagus (n=5), skin (n=6). The organs and fragments of organs

Таблица. Предсказанная оценка принадлежности к группе (указаны значения в процентах)

Table. Predicted assessment of group affiliation (the values are given as percentage)

	Легкое Lung	Поперечно-полосатая мышца Cross-striated muscle	Печень Liver	Почка Kidney	Сальник Omentum	Сердечная мышца Cardiac muscle	Тестикул Testicle	Кость Bone	Нервная ткань Nerve tissue	Пищевод Esophagus	Кожа Skin	Всего Total
Легкое Lung	66,7	0,0	16,7	0,0	0,0	16,7	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	100,0
Поперечно-полосатая мышца Cross-striated muscle	0,0	75,0	0,0	0,0	0,0	0,0	25,0	0,0	0,0	0,0	0,0	100,0
Печень Liver	0,0	0,0	83,3	0,0	0,0	16,7	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	100,0
Почка Kidney	0,0	0,0	14,3	85,7	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	100,0
Сальник Omentum	0,0	14,3	0,0	0,0	71,4	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	14,3	100,0
Сердечная мышца Cardiac muscle	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	100,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	100,0
Тестикул Testicle	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	100,0	0,0	0,0	0,0	0,0	100,0
Кость Bone	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	100,0	0,0	0,0	0,0	100,0
Нервная ткань Nerve tissue	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	100,0	0,0	0,0	100,0
Пищевод Esophagus	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	100,0	0,0	100,0
Кожа Skin	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	100,0	100,0

излучения после воздействия на различные типы тканей узкополосного и широкополосного (белый свет) источников оптического излучения. Было проведено изучение оптических свойств различных тканей лабораторных крыс. Для анализа животные были умерщвлены путем введения летальной дозы анестетика (Золетил 200 мг/кг), осуществлен забор разных фрагментов разных тканей и органов: фрагмент легкого (n=6), поперечно-полосатой мышечной ткани (n=8), печени (n=6), почки (n=7), сальника (n=7), сердечной мышцы (n=7), фрагмент тестикулы (n=6), кости (n=4), нервной ткани (n=6), фрагмент пищевода (n=5), кожи (n=6). Органы и фрагменты органов были промыты в физиологическом растворе

were washed in physiological solution and placed on a substrate made of a light-absorbing material. The measurements of backscattering spectra and tissue fluorescence were performed as follows: the distal end of the fiber optic probe of the diagnostic system was approached to organ surfaces, installed perpendicular to the surface area studied. The tissue studied was illuminated with laser radiation with a wavelength, e.g., $\lambda_e=365$ nm. Further, by the user's command, the endogenous fluorescence spectrum was registered. An example of a registered spectrum is shown in Fig. 1. Here several maxima are clearly observed: the backscattering peak at the excitation wavelength $I_{bs}(\lambda_e)$ and the maximum at

и помещены на подложку, выполненную из светопоглощающего материала. Измерения спектров обратного рассеяния и флюоресценции тканей проводили следующим образом: дистальный конец оптоволоконного зонда диагностической системы подводился к поверхности органа, устанавливался перпендикулярно поверхности исследуемой области. Исследуемая ткань освещалась лазерным излучением с длиной волны, например $\lambda_e=365$ нм. Далее, по команде пользователя, происходила регистрация спектра эндогенной флюоресценции. Пример зарегистрированного спектра представлен на рис. 1. Здесь отчетливо наблюдаются несколько максимумов: пик обратного рассеяния на длине волны возбуждения $I_{bs}(\lambda_e)$ и максимум на длинах волн флюоресценции $I_f(\lambda_f)$ эндогенных флюорофоров. Реальная величина $I_{bs}(\lambda_e)$ примерно в $\beta=1000$ раз больше, чем представлена на рисунке. Для того чтобы на мониторе персонального компьютера (ПК) визуально сравнить интенсивности флюоресценции, в приборах используют систему оптических фильтров (рис. 2), уменьшающую величину пика обратного рассеяния.

По окончании сбора сигнала флюоресценции автоматически на ткань подавалось несколько импульсов от источника белого света – ксеноновой лампы, после чего происходила регистрация широкополосного спектра обратного рассеяния. Для нашего исследования число импульсов было равно четырем, поскольку было показано эмпирически, что при таком количестве импульсов можно получить наибольший детектируемый сигнал, не выходящий за пределы максимально возможного для регистрации прибором без насыщения.

Для анализа спектров флюоресценции использовался массив коэффициентов флюоресцентной контрастности [7]:

$$K_f(\lambda) = 1 + \frac{I_f(\lambda)\beta - I_{bs}}{I_f(\lambda)\beta + I_{bs}}$$

Для получения спектра обратного рассеяния ткани, который зависит лишь от свойств самой ткани, проводилась нормировка результатов измерений с источником белого света на спектры, снятые с материала, обладающего известным коэффициентом обратного рассеяния r – фторопласта ($r=0,85$).

Для каждого образца ткани были проанализированы 1500 значений интенсивности флюоресценции в диапазоне длин волн 400–730 нм, нормированных на пик обратного рассеяния (длина волны возбуждения $\lambda_e=365$ нм), а также 1600 значений интенсивно-

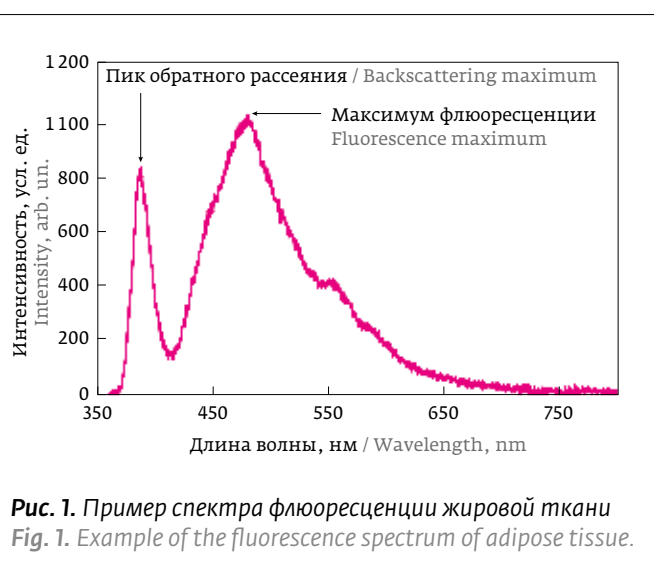


Рис. 1. Пример спектра флюоресценции жировой ткани
Fig. 1. Example of the fluorescence spectrum of adipose tissue.

the fluorescence wavelengths $I_f(\lambda_f)$ of endogenous fluorophores. The real value of $I_{bs}(\lambda_e)$ is approximately in $\beta=1000$ times larger than that shown in the figure. In order to visually compare fluorescence intensities on the personal computer (PC) monitor, a system of optical filters (Fig. 2), reducing the magnitude of the backscattering peak, is used in the instrument.

Upon completion of the collection of the fluorescence signal, multiple pulses from a white light source (a xenon lamp) were automatically fed to the tissue, followed by a registration of backscattering broadband spectrum. For our study, the number of pulses was four, since it was shown empirically that with this number of pulses, it is possible to obtain the largest detectable signal, not exceeding the maximum possible for instrumental registration without saturation.

For the analysis of fluorescence spectra, we used an array of fluorescence contrast coefficients [7]:

$$K_f(\lambda) = 1 + \frac{I_f(\lambda)\beta - I_{bs}}{I_f(\lambda)\beta + I_{bs}}$$

For tissue backscattering spectrum that depends only on the properties of the tissue itself, normalization of the measurement results was performed with a white light source by the spectra taken from the material having a known backscattering coefficient r – fluoroplastic ($r=0,85$).

For each tissue sample, 1500 values of fluorescence intensity in the wavelength range 400–730 нм, normalized by backscattering peak (excitation wavelength $\lambda_e=365$ нм) and 1600 values of backscattering intensity in the range 390–740 нм

сти обратного рассеяния в диапазоне 390–740 нм при воздействии на ткань источником белого света.

Для сокращения количества переменных был применен метод главных компонент с вращением (варимакс). Для спектра флюоресценции 98,3% дисперсии было объяснено пятью главными компонентами. Для спектра интенсивности диффузного рассеяния 6 главных компонент позволили объяснить 92,2% дисперсии. Полученные 11 главных компонент были включены в дискриминантный анализ. Статистическую обработку данных проводили в программе IBM SPSS Statistics v23 (IBM corp., USA).

Исследование проводилось на новом диагностическом приборе "Мультиком", разработанном в ООО "ЦИИР ЭОС-Медика" и сочетающем в себе принципы лазерной флюоресцентной спектроскопии и спектроскопии обратного рассеяния [8]. Принципиальная схема прибора представлена на рис. 2.

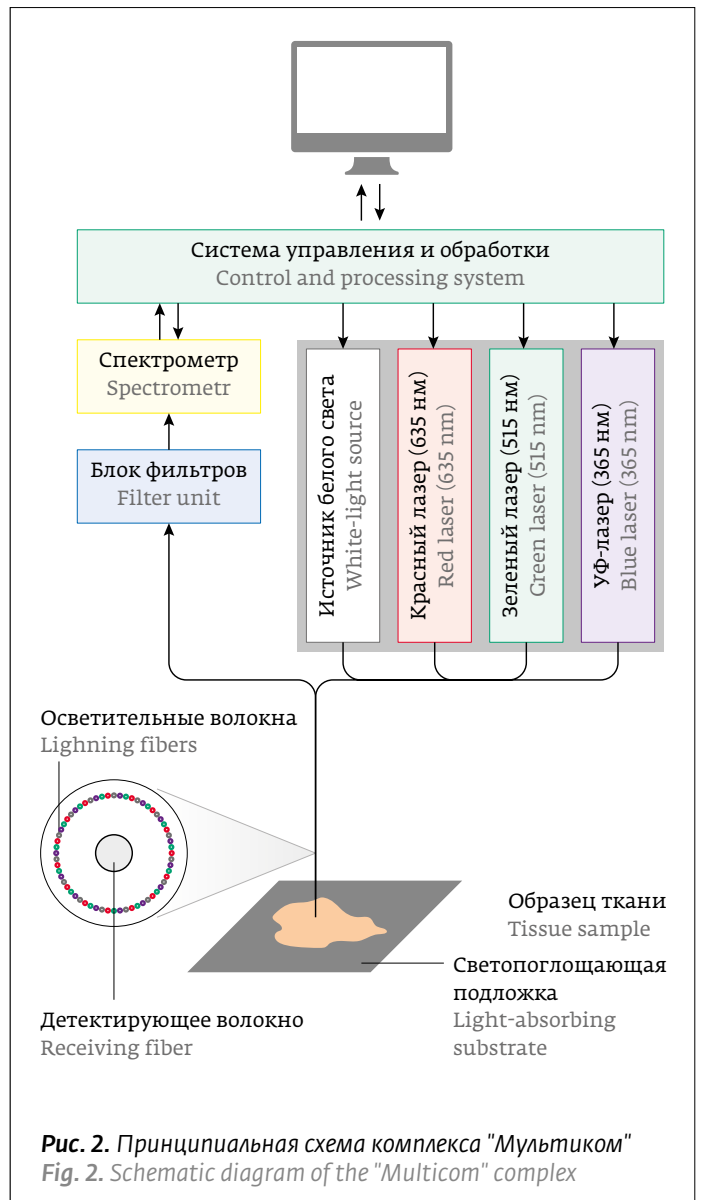
Система управления и обработки может формировать, принимать и обрабатывать две основные управляющие команды: "наблюдение" и "измерение". По команде "наблюдение" включается выбранный лазерный источник в непрерывном режиме и происходит непрерывно регистрация спектра вторичного излучения флюоресценции спектрометром. По команде "измерение" в памяти устройства выполняется сохранение последнего измеренного спектра флюоресценции, выключается лазерный источник, на короткое время включается источник белого света и регистрируется спектрометром спектр отражения в белом свете, после чего все измеренные спектры передаются в систему управления и обработки. Отметим, что расположение осветительных волокон – равномерное, вокруг приемного волокна, благодаря чему достигается равенство диагностических объемов для двух последовательно проведенных измерений.

ПОЛУЧЕННЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ

Результаты дискриминантного анализа с применением 11 главных компонент от спектров интенсивности флюоресценции и интенсивности обратного рассеяния представлены в таблице. Как видим, 88,2% выбранных исходных сгруппированных наблюдений классифицированы правильно. Таким образом, предложенные физико-математические подходы позволяют с довольно высокой точностью дифференцировать обследованные органы и ткани.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Прибор, позволяющий проводить экспресс-верификацию разных тканей и органов, может быть полезен



were analyzed when the tissue was exposed to a white light source.

To reduce the number of variables, the principal component analysis with rotation (varimax) was applied. For the fluorescence spectrum, 98.3% of the dispersion was explained by five principal components. For the spectrum of the intensity of diffuse scattering, 6 principal components allowed to explain 92.2% of the dispersion. The 11 principal components obtained were included in the discriminant analysis. Statistical processing of data was carried out by IBM SPSS Statistics v23 (IBM corp., USA).

The study was carried out on a new diagnostic instrument "Multicom", developed by LLC "Center for Research and Development EOS-Medica" combining



для интраоперационной навигации и в перспективе позволит снизить риск ятрогенных повреждений в хирургии. Одним из возможных подходов для создания такого прибора может быть сочетанное применение разных оптических методов, а именно лазерной флуоресцентной спектроскопии и спектроскопии обратного рассеяния. Результаты наших исследований показали, что многофакторный анализ спектров флуоресценции и обратного рассеяния от биоткани позволяет успешно дифференцировать разные органы и ткани. При этом девять из выделенных нами 11 типов тканей можно определить с точностью примерно 80%. Такой результат является хорошим основанием для проведения более масштабного эксперимента с большой обучающей выборкой и большим числом типов тканей. Ввиду того что применяемые оптические методы доступны, не повреждают ткани и предоставляют информацию в режиме реального времени при удобном и понятном интерфейсе, они могут стать надежным дополнительным методом навигации при проведении хирургических вмешательств.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. **Федченко Т.М., Кирдяпкина А.В.** Дефекты оказания хирургической помощи в оценке судебно-медицинских экспертных комиссий // Тихоокеанский медицинский журнал, 2003, № 1, с. 79–80.
Fedchenko T. M., Kirdyapkina A. V. Defekty okazaniya hirurgicheskoy pomoshchi v ocenke sudebno-medicinskih ekspertnyh komissij // Tihookeanskij medicinskij zhurnal, 2003, № 1, p. 79–80.
2. **Авдеев А.И., Козлов С.В.** Ятрогенные заболевания (медико-правовые аспекты проблемы) // Дальневосточный медицинский журнал, 2009, № 3, с. 113–116.
Avdeev A. I., Kozlov S. V. Yatrogennyye zabolevaniya (mediko-pravovyye aspekty problemy) // Dal'nevostochnyj medicinskij zhurnal, 2009, № 3, p. 113–116.
3. **Федоров А.В., Кригер А.Г., Берелавичус С.В., Ефанов М.Г., Горин Д.С.** Робот-ассистированные операции в абдоминальной хирургии // Хирургия. Журнал им. Н.И. Пирогова, 2010, № 1, с. 16–21.
Fedorov A. V., Kriger A. G., Berelavichus S. V., Efanov M. G., Gorin D. S. Robot-assistirovannyye operacii v abdominal'noj hirurgii // Hirurgiya. Zhurnal im. N. I. Pirogova, 2010, № 1, p. 16–21.
4. **Engelhardt A., Kanawade R., Knipfer C., Schmid M., Stelzle F., Adler W.** Comparing classification methods for diffuse reflectance spectra to improve tissue specific laser surgery // BMC medical research methodology, 2014, 14:91.
5. **Stelzle F. et al.** Autofluorescence spectroscopy for nerve-sparing laser surgery of the head and neck – the influence of laser-tissue interaction // Lasers in medical science, 2017, 32(6), pp. 1289–1300.
6. **Рогаткин Д.А.** Физические основы лазерной клинической флуоресцентной спектроскопии in vivo. Лекция. – Медицинская физика, 2014, № 4, с. 78–96.
Rogatkin D. A. Fizicheskie osnovy lazernoy klinicheskoy flyuorescentnoj spektroskopii in vivo. Lekciya. – Medicinskaya fizika, 2014, № 4, p. 78–96.
7. **Rogatkin D., Shumskiy V., Tereshenko S. and Polyakov P.** Laser-based non-invasive spectrophotometry – an overview of possible medical application // Photon Lasers Med, 2013, 2(3), с. 225–240. URL: <http://www.eosmedica.ru>.

the principles of laser fluorescence spectroscopy and backscattering spectroscopy [8]. Schematic diagram of the instrument is shown in Fig. 2.

Control and processing system may generate, receive and process two basic control commands: "observation" and "measurement". The "observation" command activates the selected laser source continuously and continuously registers fluorescence spectrum of the secondary radiation by the spectrometer. The "measurement" command stores the last measured fluorescence spectrum in the device memory, the laser source is switched off, the white light source is turned on for a short time and the spectrometer registers the reflection spectrum in white light, after which all the measured spectra are transferred to the control and processing system. It should be mentioned that the arrangement of the lighting fibers is uniform, around the receiving fiber, thus achieving the equality of diagnostic volumes for two successive measurements.

RESULTS OBTAINED

The results of discriminant analysis using 11 principal components from fluorescence intensity spectra and backscattering intensity are presented in Table. As you can see, 88.2% of the selected initial grouped observations are classified correctly. Thus, the proposed physical and mathematical approaches allow to differentiate the examined organs and tissues with relatively high accuracy.

CONCLUSION

The instrument allowing for rapid verification of different tissues and organs, may be useful for intraoperative navigation and in the future may allow to reduce the risk of iatrogenic injuries in surgery. One possible approach for creating such an instrument can be a combined application of different optical methods, namely, laser fluorescence spectroscopy and backscattering spectroscopy. The results of our research have shown that a multifactor analysis of fluorescence and backscattering spectra from biological tissues can successfully differentiate organs and tissues. Thus, nine out of 11 dedicated contact tissue types can be determined with an accuracy of approximately 80%. Such a result is a good basis for carrying out a larger experiment with a large training sample and a large number of tissue types. Since the applied optical methods are available, they do not damage the tissue and give real-time information with user-friendly interface, they can become a reliable additional navigation method during surgery.