

doi: 10.17586/2226-1494-2022-22-6-1031-1036

УДК 681.784.8

Гибридный эндоскоп с телевизионной и многоспектральной обработкой изображений для диагностики рака внутренних органов

Кирилл Вадимович Зайченко¹, Борис Симхович Гуревич²,
Андрей Владимирович Беляев³, Виталия Игоревна Святкина⁴

^{1,2,3,4} Институт аналитического приборостроения РАН, Санкт-Петербург, 198095, Российская Федерация

¹ kvz235@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0002-2881-4386>

² bgurevich48@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0002-7520-7087>

³ Abel2004@inbox.ru, <https://orcid.org/0000-0001-7605-5743>

⁴ svyatkina.vi@edu.spbstu.ru, <https://orcid.org/0000-0002-6456-8776>

Аннотация

Предмет исследования. Эндоскопы широко применяются для диагностики различных заболеваний внутренних органов. Наиболее совершенные эндоскопы содержат встроенные в зонд миниатюрные телевизионные камеры, которые обеспечивают высокое пространственное разрешение. Однако традиционные телевизионные камеры существенно искажают спектральный состав передаваемого изображения, так как в системе RGB воспроизводят только ограниченные по ширине спектральные линии. Вместе с тем полный оптический спектр изображения обследуемого внутреннего органа несет более обширную информацию, которая может оказаться решающей при диагностике онкологических заболеваний. Таким образом, важную роль играет спектральное разрешение изображения. **Метод.** Для эффективного выявления одновременно пространственной и спектральной информации предложено применять многоспектральную обработку. В результате обработки возможно получение серии монохромных субизображений, каждое из которых соответствует выбранному разрешаемому спектральному интервалу. В качестве селективного элемента, позволяющего в реальном времени выделять субизображения, использованы акустооптические перестраиваемые фильтры. При этом увеличение спектрального разрешения сопровождается падением пространственного разрешения. Для решения этой проблемы предложен новый гибридный эндоскоп, в котором реализован метод совместного применения телевизионной камеры и устройства многоспектральной обработки. **Основные результаты.** Показано, что предложенный метод гибридной эндоскопии дает возможность обеспечить высокие разрешения: пространственное с помощью камеры и спектральное (не менее сотни разрешимых интервалов) благодаря многоспектральной обработке. Получаемые оптические изображения позволяют выявлять четкие очертания области новообразования. Результаты многоспектральной обработки диагностируют злокачественную природу новообразований. Представлена структурная схема предложенного эндоскопа, и показаны принципы управления. Определены характеристики телевизионных и многоспектральных изображений. Оценка линейности характеристик акустооптических фильтров показала возможность передачи максимального объема информации за счет линейности преобразования сигнала в звеньях фильтров. **Практическая значимость.** Реализация предложенного метода в конструкции гибридного эндоскопа позволила получать наиболее полную спектральную информацию о новообразованиях и обеспечить возможность диагностики рака внутренних органов на более ранних стадиях развития.

Ключевые слова

гибридный эндоскоп, многоспектральный датчик, телевизионная камера, пространственная информация, спектральная и градиционная информация, рак внутренних органов, ранняя диагностика

Благодарности

Работа поддержана Минобрнауки Российской Федерации, госзадание № 075-00761-22-00, тема № FZZM-2022-0011.

Ссылка для цитирования: Зайченко К.В., Гуревич Б.С., Беляев А.В., Святкина В.И. Гибридный эндоскоп с телевизионной и многоспектральной обработкой изображений для диагностики рака внутренних органов // Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики. 2022. Т. 22, № 6. С. 1031–1036. doi: 10.17586/2226-1494-2022-22-6-1031-1036

© Зайченко К.В., Гуревич Б.С., Беляев А.В., Святкина В.И., 2022

Hybrid endoscope with television and multispectral image processing for the internal organs cancer early diagnostics

Kirill V. Zaichenko¹, Boris S. Gurevich²✉, Andrey V. Belyaev³, Vitalia I. Svyatkina⁴

^{1,2,3,4} Institute for Analytical Instrumentation of the Russian Academy of Sciences, Saint Petersburg, 198095, Russian Federation

¹ kvz235@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0002-2881-4386>

² bgurevich48@gmail.com✉, <https://orcid.org/0000-0002-7520-7087>

³ Abel2004@inbox.ru, <https://orcid.org/0000-0001-7605-5743>

⁴ svyatkina.vi@edu.spbstu.ru, <https://orcid.org/0000-0002-6456-8776>

Abstract

Endoscopes are widely used to diagnose various internal diseases. The most advanced endoscopes contain miniature television cameras built into the probe which provide high spatial resolution. However, traditional television cameras significantly distort the spectral composition of the transmitted image because in the RGB system they reproduce only limited width spectral lines. However, the full optical spectrum of an image of an internal organ under examination provides a broader range of information that can be crucial in cancer diagnostics. Thus, the spectral resolution of the image plays an important role. Multispectral processing has been suggested for efficient detection of both spatial and spectral information simultaneously. As a result, a series of monochrome sub-images can be obtained, each of which corresponds to a selected resolved spectral interval. Acousto-optical tunable filters are used as a selective element allowing real-time extraction of sub-images. However, an increase in spectral resolution is accompanied by a decrease in spatial resolution. A new hybrid endoscope was suggested to solve this problem. It implements the method of combined application of a TV camera and a multispectral processing device. It is shown that the suggested method of hybrid endoscopy makes it possible to ensure high resolutions: spatial resolution with a camera and spectral resolution (no less than a hundred of resolvable intervals) due to multispectral processing. The resulting optical images reveal a clear outline of the neoplasm area. The results of multispectral processing diagnose the malignant nature of the neoplasm. A schematic diagram of the proposed endoscope is presented, and the principles of control are shown. The characteristics of the television and multispectral images are determined. An estimation of the linearity characteristics of the acousto-optical filters shows the possibility of transmitting the maximum amount of information due to the linearity of the signal transformation in the filter sections. Implementation of the proposed method in the design of a hybrid endoscope allowed obtaining the most complete spectral information about neoplasms and providing an opportunity of diagnostics of cancer of internal organs at earlier stages of development.

Keywords

hybrid endoscope, multispectral probe, television camera, spatial information, spectral and gray scale information, cancer of internal organs, early diagnostics

Acknowledgements

The work has been supported by Education and Science Ministry of Russian Federation, State task No. 075-00761-22-00, project No. FZZM-2022-0011.

For citation: Zaichenko K.V., Gurevich B.S., Belyaev A.V., Svyatkina V.I. Hybrid endoscope with television and multispectral image processing for the internal organs cancer early diagnostics. *Scientific and Technical Journal of Information Technologies, Mechanics and Optics*, 2022, vol. 22, no. 6, pp. 1031–1036 (in Russian). doi: 10.17586/2226-1494-2022-22-6-1031-1036

Введение

При диагностике ряда заболеваний, особенно онкологических, применяются эндоскопы для визуального наблюдения фрагментов внутренних органов. В современных эндоскопах используются видеокамеры, которые передают изображение изучаемого объекта на экран монитора. При этом искажается или теряется значительная часть информации о спектре отражения света от внутреннего органа, из-за наличия ограниченный телевизионных систем по градации и спектральному составу света. Эти потери и искажения значительно уменьшают надежность онкологической диагностики.

В работах [1, 2] показано, что общий объем информации, содержащейся в изображении, пропорционален числу спектральных интервалов, разрешаемых системой обработки. Для одновременной передачи пространственной и спектральной информации, при условии, что данные о цветном изображении не могут быть переданы без использования промежуточных устройств, целесообразно применять метод многоспектральной

обработки. Метод включает в себя последовательную передачу множества субизображений, каждое из которых содержит часть данных о полном изображении в узком спектральном интервале [3, 4] и позволяет использовать до сотни и более интервалов [5, 6]. В то же время изображение, переданное с видеокамеры на монитор, содержит лишь три основных цвета — красный, зеленый и синий, в результате могут быть получены только три субизображения. Следовательно, объем спектральной информации, наблюдаемой с экрана монитора, примерно в 30 раз меньше, по сравнению с полученным аналоговым изображением с помощью многоспектральной обработки. К изображениям, образованным с помощью эндоскопов, предъявляются требования к наиболее полному составу информации о наблюдаемом объекте, в том числе о его спектральных характеристиках отражения, что позволяет более надежно определить патологию. Искажение или потеря таких данных может привести к опасным диагностическим ошибкам. В результате сформировалась идея о совмещении телевизионного и многоспектрального

(с передачей данных по оптоволокну) методов передачи изображений в одном устройстве — гибридном эндоскопе. При этом наличие в анализируемом изображении спектральных составляющих, характерных для отражения света от тканей и органов, пораженных раком, сигнализирует о наличии злокачественных новообразований.

Цель работы — разработка метода гибридной эндоскопии, позволяющего минимизировать потери спектральной и пространственной информации путем совмещения процедур передачи изображений по оптическому многоспектральному и телевизионному каналам.

Принцип действия гибридного эндоскопа

На рис. 1 приведена структурная схема реализации принципа предложенного устройства — гибридного эндоскопа.

Рассмотрим принцип работы гибридного эндоскопа. В выбранную область исследования введем зонд, содержащий волоконный световод подсветки 1 и оптоволоконный датчик 2 с регулирующим микроприводом, а также миниатюрную видеокамеру 3 с соответствующим кабелем. С помощью телевизионной камеры на контроллере телевизионного ТВ канала выберем фрагмент органа, и выведем его изображение с помощью датчика 2. Направим с помощью микропривода конец световода 1 с микролинзой в сторону исследуемого участка. Спектральный состав излучения подсветки выберем исходя из принципа, описанного в работах [7–9]. Выполним анализ изображения, сформированного из жгута оптоволокон при поступлении отраженного света на вход датчика 2. Таким образом, два изображения —

переданное оптоволоком и телекамерой — дополняют друг друга. Телевизионное изображение дает более высокое разрешение, а оптоволоконное — менее искаженные спектральную и градиационную информации. По данным телевизионного изображения в пределах выбранного фрагмента через микропривод настроим оптоволоконный датчик на новый участок, и повторим процедуру для получения нового изображения.

При необходимости можно выбрать следующий фрагмент исследуемого органа для анализа и повторить перечисленные процедуры. Таким образом, будет собрана с минимальными потерями визуальная информация об объекте исследования. Более подробно описанные процедуры могут быть проанализированы в соответствии с концепцией многокритериальной оптимизации, сформулированной в ведущей научной школе Российской Федерации № 3455.2012.8, под руководством профессора, доктора технических наук К.В. Зайченко. При этом необходимо присвоить различным видам информации соответствующие иерархические весовые коэффициенты. Такие коэффициенты могут существенно различаться в зависимости от задач, решаемых анализируемым устройством [10]. В частности, в системах, ориентированных на восприятие человеческим глазом, наиболее высокий весовой коэффициент присваивается пространственной информации по горизонтали, несколько меньший — по вертикали, и далее по убыванию — информация по времени, пространственная по глубине, полутоновая информация, цветовая, спектральная, фазовая и поляризационная [11]. Для диагностической же системы, описываемой в настоящей работе, важнейшим видом информации является спектральная, которой присваивается максимальный весовой коэффициент.

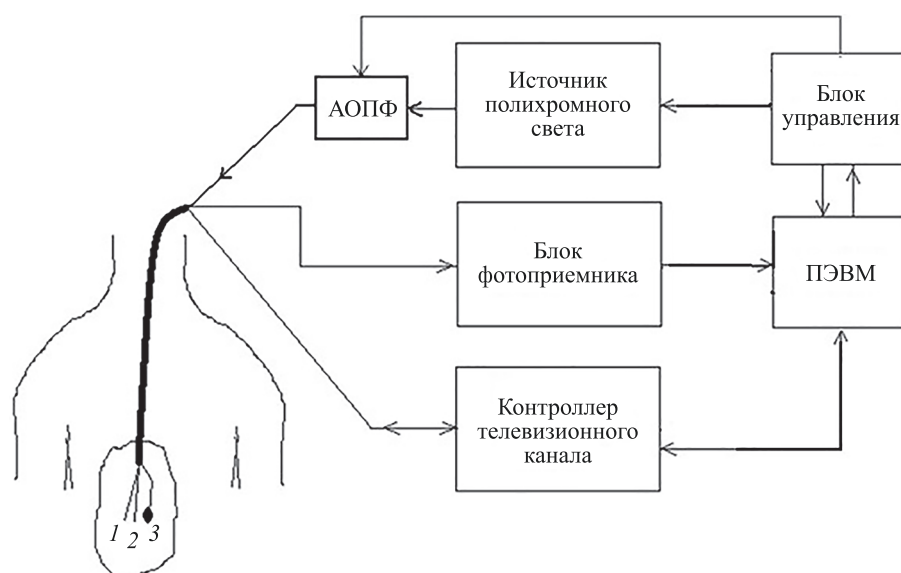


Рис. 1. Структурная схема гибридного эндоскопа с использованием опорного телевизионного изображения.

1 — волоконный световод подсветки; 2 — оптоволоконный датчик передачи монохромного изображения; 3 — видеокамера; АОПФ — акустооптический перестраиваемый фильтр; ПЭВМ — персональный компьютер

Fig. 1. Structural circuit of the hybrid endoscope which uses the reference television image.

Legend: 1 — fiber backlight guide; 2 — fiber probe for monochrome image transmission; 3 — TV camera; АОПФ — acousto-optic tunable filter; ПЭВМ — personal computer

Перестройка длины волны света для освещения исследуемого органа

Одно из основных требований к гибричному эндоскопу — быстрая, желательно программная, перестройка длины волны освещающего пучка света. Это связано с тем, что время нахождения зондирующей головки эндоскопа в полости пациента должно быть минимизировано, поэтому применение механически движущихся деталей для смены длины волны излучения исключается. В качестве источника излучения с переменной, программно управляемой длиной волны выбран осветитель на базе набора светодиодов, построенный в соответствии с принципом, запатентованным в работе [6], который показан на рис. 2.

Источник света состоит из управляемого компьютером блока питания, который подает ток на светодиоды в соответствии с поступающими из компьютера сигналами. Это дает возможность управления интенсивностью и спектральным составом излучения по причине наличия возможности включения светодиодов в произвольной последовательности, изменения подаваемого на любой из светодиодов тока, включения нескольких произвольных светодиодов с заданной интенсивностью. Микрооптическая сборка позволяет сфокусировать излучение с каждого из светодиодов на зеркало, которое отражает это излучение на дифракционную решетку. Зеркало служит для уменьшения габаритов устройства.

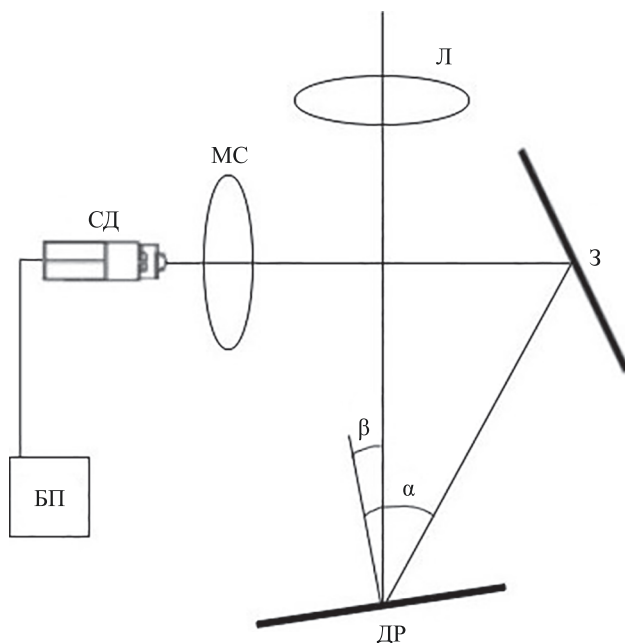


Рис. 2. Схема работы источника света с программным управлением.

БП — блок питания; СД — светодиод; МС — микрооптическая сборка; Л — линза; З — зеркало; ДР — дифракционная решетка

Fig. 2. Operation circuit of the light source with software control.

Legend: БП — feeding unit; СД — light emission diode; МС — micro-optic assembly; Л — lens; З — mirror; ДР — diffraction grating

Излучение с каждого из светодиодов, отраженное от зеркала, попадает на дифракционную решетку таким образом, что для каждого из лучей выполняется условие из уравнения:

$$d(\sin \alpha + \sin \beta) = m\lambda,$$

где d — период дифракционной решетки; α — угол между нормалью к дифракционной решетке и направлением распространения излучения от светоизлучающего элемента; λ — длина волны излучения; β — угол дифракции, измеренный относительно нормали к дифракционной решетке; m — целое число, которое характеризует дифракционный порядок.

В результате первый дифракционный порядок излучения от всех светодиодов уходит в одном и том же направлении. Переключение светодиодов обеспечивает грубую настройку длины волны света. Полоса излучения светодиодов составляет примерно 30–50 нм. Для повышения селективности авторами предложено использовать акустооптические перестраиваемые фильтры (АОПФ) [12, 13], которые управляются изменением частоты внешнего сигнала, подаваемого на пьезоэлектрический преобразователь ячейки Брэгга. Быстродействие этого селективного элемента (АОПФ) ограничивается временем пересечения апертуры пучка света, падающего на ячейку Брэгга и волновым фронтом акустической волны. Это быстродействие определяется так называемой временной апертурой $\tau = D/v$, где D — линейный размер апертуры падающего полихромного пучка света, а v — скорость акустической волны в звукопроводе ячейки Брэгга. Величина τ для наиболее эффективного режима работы ячейки Брэгга из параллеллурита на медленной сдвиговой акустической волне составляет 5–10 мкс. Применение монокристалла параллеллурита в качестве среды звукопровода ячейки Брэгга обусловлено тем, что он ориентирован в определенном кристаллографическом направлении и обеспечивает прохождение сдвиговой акустической волны, для которой эффективность акустооптического взаимодействия (т. е. доля света, направляемая в первый дифракционный порядок) максимальна. Использование акустической мощности порядка 1 Вт в этих условиях позволяет направить в первый дифракционный порядок почти 100 % мощности падающего на ячейку Брэгга оптического излучения.

Теоретические предпосылки использования АОПФ в качестве селективного элемента в многоспектральных диагностических устройствах

АОПФ, как и многие оптические и оптико-электронные приборы, может быть представлен в виде последовательности звеньев, каждое из которых описывает определенное физическое преобразование входного сигнала [14]. В отличие от других видов акустооптических устройств, в схематическое представление АОПФ могут быть включены только два основных звена. В первом из них входное распределение интенсивности света по длине волны преобразуется в распределение

интенсивности света по времени, а второе звено (или группа звеньев) обеспечивает детектирование выходного оптического сигнала. Рассмотрим первое звено.

Отметим, что входной пучок света постоянен во времени. Его интенсивность I может быть представлена как интеграл распределения интенсивности света по длине волны в представляющем интерес диапазоне. При этом выходное распределение интенсивности света для первого звена может иметь вид

$$\frac{dI'}{dt} = \left(\frac{dI}{d\lambda} \right) \left(\frac{d\lambda}{dt} \right), \quad (1)$$

где в правой части уравнения первая производная интенсивности света по длине волны, а вторая производная определяет процедуру выделения длины волны. Тогда запишем

$$k\lambda = F(\omega, t), \quad (2)$$

где k — размерный коэффициент пропорциональности; $F(\omega, t)$ — спектр сигнала, вводимого в ячейку Брэгга АОПФ через пьезоэлектрический преобразователь. Зависимость изменения во времени спектра из уравнения (2) определяется вторым сомножителем правой части уравнения (1). Следовательно,

$$I' = \int_0^T I_\lambda k \left(\frac{d[F(\omega, t)]}{dt} \right) dt, \quad (3)$$

где I_λ — распределение входной интенсивности света по длине волны; T — время накопления, в течение которого на выходе АОПФ сохраняется пучок света с определенным выделением спектральным интервалом. Минимальное значение T близко к временной апертуре прибора τ , т. е. времени, необходимому акустическому волновому фронту в ячейке Брэгга для пересечения апертуры входного светового пучка.

Выражение (3) содержит противоречие. Действительно, если спектр управляющего сигнала, подаваемого на пьезопреобразователь, не изменяется, то интенсивность выходного света равна нулю, что следует

из выражения (3). Однако это может иметь место лишь в случае, когда селективность АОПФ не ограничена, и он выделяет свет с нулевой шириной полосы длин волн. На практике селективность АОПФ составляет величину $\Delta\lambda$, которая определяется характеристиками дифракции Брэгга, и может быть рассчитана из теории связанных волн Когельника [15]. Тогда получим

$$I' = \int_0^T I_\lambda k \frac{F(\omega, t)}{\Delta\lambda} \left(\frac{d\lambda}{dt} \right) dt. \quad (4)$$

Таким образом, можно считать, что выражение (4) представляет собой передаточную функцию первого звена.

Второе звено преобразования сигнала может рассматриваться как сочетание трех субзвеньев с функциями преобразований: входной интенсивности света в мгновенную концентрацию носителей тока; концентрации носителей тока в величину заряда, накопленного на ячейках фотоприемника; распределения заряда по фотоприемнику в электрический ток, снимаемый с фотоприемника [16]. Отметим, что передаточная функция всех трех субзвеньев весьма близка к линейной и позволяет минимизировать потери передаваемой информации.

Заключение

Предложенный гибридный эндоскоп, может обеспечить получение наиболее полного спектра отражения от исследуемых внутренних органов. Это позволит принимать диагностические решения при исследовании онкологических новообразований. При этом источник полихромного света, использующий современные низковольтные светодиоды, обеспечивает минимизацию потерь информации.

Рассмотренный принцип построения гибридного эндоскопа может быть реализован в гастроскопии, бронхоскопии, колоноскопии, лапароскопии и во всех иных возможных областях, где видеoinформация об исследуемых органах позволяет диагностировать наличие патологий.

Литература

1. Зайченко К.В., Гуревич Б.С. Принципы измерений информационных и технических характеристик акустооптических систем многоспектральной обработки изображений // Датчики и системы. 2015. № 2. С. 61–64.
2. Zaichenko K.V., Gurevich S.B., Gurevich B.S. Application of optical freedom degrees principle to acousto-optic devices // *Physics Procedia*. 2015. V. 70. P. 774–778. <https://doi.org/10.1016/j.phpro.2015.08.265>
3. Calpe-Maravilla J., Vila-Frances J., Ribes-Gómez E., Durán-Bosch V., Muñoz-Mari J., Amorós-Lopez J., Gómez-Chova L., Tajahuerce E. 400- to 1000-nm imaging spectrometer based on acousto-optic tunable filters // *Journal of Electronic Imaging*. 2006. V. 15. N 2. P. 023001. <https://doi.org/10.1117/1.2201057>
4. Gupta N. Hyperspectral and polarization imaging application of acousto-optic tunable filters // *Proc. of World Congress on Ultrasonics*. Paris. 2003. P. 345–348.
5. Kutuza B., Pozhar V.E., Pustovoit V.I. AOTF-based imaging spectrometers for research of small-size biological objects //

References

1. Zaychenko K.V., Gurevich B.S. Measurement principles of information and technical characteristics of the multispectral image processing acousto-optic systems. *Sensors & Systems*, 2015, no. 2, pp. 61–64. (in Russian)
2. Zaichenko K.V., Gurevich S.B., Gurevich B.S. Application of optical freedom degrees principle to acousto-optic devices. *Physics Procedia*, 2015, vol. 70, pp. 774–778. <https://doi.org/10.1016/j.phpro.2015.08.265>
3. Calpe-Maravilla J., Vila-Frances J., Ribes-Gómez E., Durán-Bosch V., Muñoz-Mari J., Amorós-Lopez J., Gómez-Chova L., Tajahuerce E. 400- to 1000-nm imaging spectrometer based on acousto-optic tunable filters. *Journal of Electronic Imaging*, 2006, vol. 15, no. 2, pp. 023001. <https://doi.org/10.1117/1.2201057>
4. Gupta N. Hyperspectral and polarization imaging application of acousto-optic tunable filters. *Proc. of World Congress on Ultrasonics*. Paris, 2003, pp. 345–348.
5. Kutuza B., Pozhar V.E., Pustovoit V.I. AOTF-based imaging spectrometers for research of small-size biological objects.

- Proceedings of SPIE. 2003. V. 5143. P. 165–169. <https://doi.org/10.1117/12.500528>
6. Yushkov K.B., Bogomolov D.V., Voloshinov V.B. Acousto-optic imaging by means of wide-angle tunable acousto-optic filter // *Molecular and Quantum Acoustics*. 2007. V. 28. P. 299–304.
 7. Шаповалов В.В., Гуревич Б.С., Колесов И.А., Андреев С.В., Беляев А.В. Источник света с произвольно регулируемым спектральным составом для биомедицинских спектральных анализаторов // *Биомедицинская электроника*. 2009. № 11. С. 16–20.
 8. Semyonov D.V., Nippolainen E., Kamshilin A.A., Belyaev A.V., Andreev S.V., Gurevich B.S. An ultra-fast distance sensor based on dynamic speckles generated by acousto-optic deflection // *Measurement Science and Technology*. 2006. V. 17. N 11. P. 2906–2912. <https://doi.org/10.1088/0957-0233/17/11/007>
 9. Андреев С.В., Беляев А.В., Гуревич Б.С., Земский В.И., Соколов В.Н., Шаповалов В.В. Универсальный источник полихромного излучения. Патент RU 2287736. Бюл. 2006. № 32.
 10. Гуревич С.Б., Гуревич Б.С., Жумалиев К.М. Проблемы информационной оптоэлектроники. СПб.: Наука, 2008. 210 с.
 11. Акаев А.А., Жумалиев К.М., Гуревич С.Б., Гуревич Б.С. Связь оценок качества изображения с информационными характеристиками изображающих систем и памяти // *Оптический журнал*. 1997. Т. 64. № 2. С. 61–66.
 12. Gupta N., Dahmani R. Multispectral and hyperspectral imaging with AOTF for object recognition // *Proceedings of SPIE*. 1999. V. 3584. P. 128–135. <https://doi.org/10.1117/12.339814>
 13. Dong Y., You Z., Gao P. Acousto-optic tunable filter for spectral imaging // *Proceedings of SPIE*. 2002. V. 4919. P. 269–274. <https://doi.org/10.1117/12.465653>
 14. Gurevich B.S., Andreyev S.V., Belyaev A.V., Chelak V.N., Sagymbaeva K.A. Investigation of information transmission processes in acousto-optic spectrophotometer // *Proc. of the World Congress on Ultrasonics*. Paris. 2003. P. 365–368.
 15. Kogelnik H. Coupled wave theory for thick hologram gratings // *Bell System Technical Journal*. 1969. V. 48. N 9. P. 2909–2947. <https://doi.org/10.1002/j.1538-7305.1969.tb01198.x>
 16. Gurevich B.S., Andreyev S.V., Vorobiev V.V., Rodionov A.A., Sokolov V.N. Information losses in acousto-optics, their reasons, and ways to minimize them // *Proceedings of SPIE*. 1998. V. 3464. P. 55–63. <https://doi.org/10.1117/12.323153>
 6. Yushkov K.B., Bogomolov D.V., Voloshinov V.B. Acousto-optic imaging by means of wide-angle tunable acousto-optic filter. *Molecular and Quantum Acoustics*, 2007, vol. 28, pp. 299–304.
 7. Shapovalov V.V., Gurevich B.S., Kolesov I.A., Andreev S.V., Belyaev A.V. Light source with arbitrarily adjustable spectral distribution for biomedical spectrum analyzers. *Journal Biomedical Radioelectronics*, 2009, no. 11, pp. 16–20. (in Russian)
 8. Semyonov D.V., Nippolainen E., Kamshilin A.A., Belyaev A.V., Andreev S.V., Gurevich B.S. An ultra-fast distance sensor based on dynamic speckles generated by acousto-optic deflection. *Measurement Science and Technology*, 2006, vol. 17, no. 11, pp. 2906–2912. <https://doi.org/10.1088/0957-0233/17/11/007>
 9. Andreev S.V., Belyaev A.V., Gurevich B.S., Zemskij V.I., Sokolov V.N., Shapovalov V.V. Universal source of polychromatic optical radiation. *Patent RU 2287736*, 2006. (in Russian)
 10. Gurevich S.B., Gurevich B.S., Zhumaliev K.M. *Information Optoelectronics Problems*. St. Petersburg, Nauka Publ., 2008, 210 p. (in Russian)
 11. Akaev A.A., Zhumaliev K.M., Gurevich S.B., Gurevich B.S. Connecting estimates of image quality to the informational characteristics of imaging systems and memory. *Journal of Optical Technology*, 1997, vol. 64, no. 2, pp. 127–131.
 12. Gupta N., Dahmani R. Multispectral and hyperspectral imaging with AOTF for object recognition. *Proceedings of SPIE*, 1999, vol. 3584, pp. 128–135. <https://doi.org/10.1117/12.339814>
 13. Dong Y., You Z., Gao P. Acousto-optic tunable filter for spectral imaging. *Proceedings of SPIE*, 2002, vol. 4919, pp. 269–274. <https://doi.org/10.1117/12.465653>
 14. Gurevich B.S., Andreyev S.V., Belyaev A.V., Chelak V.N., Sagymbaeva K.A. Investigation of information transmission processes in acousto-optic spectrophotometer. *Proc. of the World Congress on Ultrasonics*. Paris, 2003, pp. 365–368.
 15. Kogelnik H. Coupled wave theory for thick hologram gratings. *Bell System Technical Journal*, 1969, vol. 48, no. 9, pp. 2909–2947. <https://doi.org/10.1002/j.1538-7305.1969.tb01198.x>
 16. Gurevich B.S., Andreyev S.V., Vorobiev V.V., Rodionov A.A., Sokolov V.N. Information losses in acousto-optics, their reasons, and ways to minimize them. *Proceedings of SPIE*, 1998, vol. 3464, pp. 55–63. <https://doi.org/10.1117/12.323153>

Авторы

Зайченко Кирилл Вадимович — доктор технических наук, профессор, заведующий лабораторией, Институт аналитического приборостроения РАН, Санкт-Петербург, 198095, Российская Федерация, <https://orcid.org/0000-0002-2881-4386>, kvz235@mail.ru

Гуревич Борис Симхович — доктор технических наук, главный научный сотрудник, Институт аналитического приборостроения РАН, Санкт-Петербург, 198095, Российская Федерация, <https://orcid.org/0000-0002-7520-7087>, bgurevich48@gmail.com

Беляев Андрей Владимирович — ведущий электроник, Институт аналитического приборостроения РАН, Санкт-Петербург, 198095, Российская Федерация, <https://orcid.org/0000-0001-7605-5743>, Abel2004@inbox.ru

Святкина Виталия Игоревна — техник, Институт аналитического приборостроения РАН, Санкт-Петербург, 198095, Российская Федерация, <https://orcid.org/0000-0002-6456-8776>, svyatkina.vi@edu.spbstu.ru

Authors

Kirill V. Zaichenko — D. Sc., Professor, Head of Laboratory, Institute for Analytical Instrumentation of the Russian Academy of Sciences, Saint Petersburg, 198095, Russian Federation, <https://orcid.org/0000-0002-2881-4386>, kvz235@mail.ru

Boris S. Gurevich — D. Sc., Chief Researcher, Institute for Analytical Instrumentation of the Russian Academy of Sciences, Saint Petersburg, 198095, Russian Federation, <https://orcid.org/0000-0002-7520-7087>, bgurevich48@gmail.com

Andrey V. Belyaev — Leading Electronic Specialist, Institute for Analytical Instrumentation of the Russian Academy of Sciences, Saint Petersburg, 198095, Russian Federation, <https://orcid.org/0000-0001-7605-5743>, Abel2004@inbox.ru

Vitalia I. Svyatkina — Technician, Institute for Analytical Instrumentation of the Russian Academy of Sciences, Saint Petersburg, 198095, Russian Federation, <https://orcid.org/0000-0002-6456-8776>, svyatkina.vi@edu.spbstu.ru

Статья поступила в редакцию 12.07.2022
Одобрена после рецензирования 28.09.2022
Принята к печати 12.11.2022

Received 12.07.2022
Approved after reviewing 28.09.2022
Accepted 12.11.2022



Работа доступна по лицензии
Creative Commons
«Attribution-NonCommercial»