

**II. Биология и медицина**

УДК 616-71

**МЕТРОЛОГИЧЕСКОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ИНФРАКРАСНОЙ  
ДИАФАНОСКОПИИ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ****А.В. Колпаков, Н.П. Муравская***МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Россия,  
alexanderkolpakov@bmstu.ru*

*Аннотация. Статья посвящена актуальной научно-технической задаче разработки метрологического обеспечения аппаратно-программных комплексов инфракрасной диафаноскопии, предназначенных для визуализации внутренней структуры биологических тканей с целью обнаружения ранних стадий, измерения и контроля динамики патологических процессов.*

*В рамках решения данной задачи на кафедре биомедицинских технических систем МГТУ им. Н.Э. Баумана был разработан комплект мер, имитирующих оптические свойства биологических тканей, содержащих локальные оптические неоднородности. Были проведены экспериментальные исследования с их использованием, в результате которых показана возможность визуализации структурных неоднородностей биологических тканей с помощью метода инфракрасной диафаноскопии.*

*Апробированная методика изготовления мер может быть использована для имитации оптических свойств биологических тканей в ходе последующих исследований и дальнейших этапов разработки метрологического обеспечения аппаратно-программных комплексов инфракрасной диафаноскопии.*

*Ключевые слова: инфракрасная диафаноскопия, метрологическое обеспечение, оптические свойства, раннее обнаружение.*

**METROLOGICAL ASSURANCE  
OF INFRARED TRANSILLUMINATION  
OF BIOLOGICAL TISSUES****A.V. Kolpakov, N.P. Muravskaya***Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russia,  
alexanderkolpakov@bmstu.ru*

*Abstract. The article is devoted to the urgent scientific and technical problem of developing metrological assurance for hardware and software infrared transillumination systems designed to visualize the internal structure of biological tissues in order to detect early stages, measure and control the dynamics of pathological processes. As part of solving this problem, at the Department of Biomedical Technical Systems of the Bauman Moscow State Technical University a set of measures that simulate the optical properties of biological tissues, containing local optical inhomogeneities was developed. Experimental studies were carried out using the developed measures, as a result of which the possibility of visualizing the structural inhomogeneities of biological tissues using the method of infrared transillumination was shown. The approved method for the manufacture of measures can be used to simulate the optical properties of biological tissues in the course of subsequent studies and further stages of the development of metrological assurance for hardware and software complexes of infrared transillumination.*

*Keywords: infrared diaphanoscopy, metrological support, optical properties, early detection.*

## Введение

Диафаноскопия – метод визуализации неоднородностей в биологических тканях в проходящем излучении видимого и ближнего инфракрасного диапазонов длин волн с целью обнаружения патологических очагов. Физической основой метода является различие оптических свойств визуализируемых неоднородностей по сравнению с окружающими биологическими тканями. Метод диафаноскопии разработан 150 лет назад и с тех пор нашел свое применение в оториноларингологии, онкологии, урологии, стоматологии, офтальмологии.

В настоящее время в учреждениях здравоохранения, особенно в стоматологических клиниках, очень остро стоит проблема оценки состояния пародонта и обнаружения на ранней стадии очагов его воспаления. В результате совместных исследований Национального исследовательского центра «Центральный научно-исследовательский институт стоматологии и челюстно-лицевой хирургии» и кафедры биомедицинских технических систем МГТУ им. Н.Э. Баумана была проведена работа по оценке необходимости создания системы метрологического обеспечения медицинского оборудования для обнаружения очагов воспаления пародонта, в том числе на ранних стадиях, а также для контроля динамики воспалительных процессов в пародонте методом ИК диафаноскопии.

В результате исследований, выполненных на кафедре биомедицинских технических систем МГТУ им. Н.Э. Баумана, теоретически установлена и экспериментально подтверждена возможность обнаружения на ранней стадии очагов воспаления пародонта методом ИК-диафаноскопии (далее по тексту – ИКД) в проходящем неионизирующем лазерном излучении ближнего ИК-диапазона [1, 2].

Таким образом, актуальной научно-технической задачей является разработка и внедрение в клиническую практику аппаратно-программных комплексов инфракрасной диафаноскопии (далее – АПК ИКД) для визуализации внутренней структуры биологических тканей с целью обнаружения ранних стадий, измерения и контроля динамики патологических процессов.

Внедрение в клиническую практику АПК ИКД обеспечит следующие улучшения диагностического процесса:

- минимизацию фактора субъективной оценки информации при визуальном наблюдении медицинским специалистом;
- обнаружение изменений характеристик строения тканей на ранних, самых благоприятных для диагностики и лечения стадиях патологии;
- автоматизацию и повышение скорости и качества диагностической процедуры;
- автоматизированный контроль эффективности лечения.

Одной из важнейших задач, которую необходимо решить для возможности внедрения АПК ИКД в клиническую практику, является разработка метрологического обеспечения.

## Материалы и методы

В рамках решения задачи разработки метрологического обеспечения АПК ИКД на кафедре биомедицинских технических систем МГТУ им. Н.Э. Баумана был разработан комплект мер, имитирующих оптические свойства биологических тканей, содержащих локальные оптические неоднородности.

Локальные оптические неоднородности в тканях, как правило, представляют собой очаги, отличающиеся по значениям показателя поглощения и рассеяния от окружающих тканей. Причиной образования таких очагов могут служить воспалительные и патологические процессы, функциональные изменения в тканях, приводящие к локальному изменению кровенаполнения [3, 4]. Локальные изменения значений показателя поглощения и рассеяния приводят к возникновению контраста очагов воспаления, патологии или измененного кровенаполнения относительно окружающих тканей на изображениях видимого и ближнего инфракрасного диапазонов [1, 2]. Для обеспечения максимальной вероятности обнаружения патологических очагов необходимо обеспечить максимальный контраст патологических очагов на ИКД-изображениях [1, 2]. Таким образом, конструкция создаваемых мер должна обеспечивать возможность экспериментального исследования зависимости контраста оптических неоднородностей от параметров регистрации: длины волны, степени монохроматичности, поляризации, пространственной конфигурации и других параметров зондирующего излучения, а также параметров блока регистрации.

Матрицей для создания мер послужил двухкомпонентный силиконовый компаунд марки «Виксинт ПК-68» и ацетоксисиликон производства «Новбытхим». Для моделирования оптических свойств биологических тканей исходными параметрами являются показатель поглощения и транспортный коэффициент рассеяния. Коэффициент поглощения среды при изготовлении меры управлялся добавлением предварительно размолотого графитового порошка марки ГСЛ-1 с размером частиц 40 мкм. Для обеспечения требуемых значений транспортного коэффициента рассеяния использовалась смесь оксида алюминия и графитового порошка в соотношении 1 г смеси на 100 г силиконового компаунда. Измельчение и перемешивание рассеивающих частиц обеспечивались в керамической шаровой мельнице с диаметром шаров 16 мм. Равномерность распределения поглощающих и рассеивающих частиц повышалась путем их размешивания в процессе застывания компаунда с применением ультразвукового излучения с частотой 22 кГц и плотностью мощности 45 Вт/см<sup>2</sup>, генерируемого установкой «УЗДН-2Т» в течение 20 минут. Для повышения равномерности распределения рассеивающих частиц и удаления пузырей воздуха применялось также вакуумирование в течение 60 минут после заливки раствора в форму. Равномерность распределения поглощающих и рассеивающих частиц достигалась путем их размешивания в процессе застывания компаунда с применением ультразвукового диспергатора «УЗДН-2Т». Поглощающие оптические неоднородности имитированы графитовыми стержнями диаметрами 0,7 и 1 мм. Стержни расположены попарно с шагом 3 мм по глубине для оценки глубины визуализации (рис. 1).

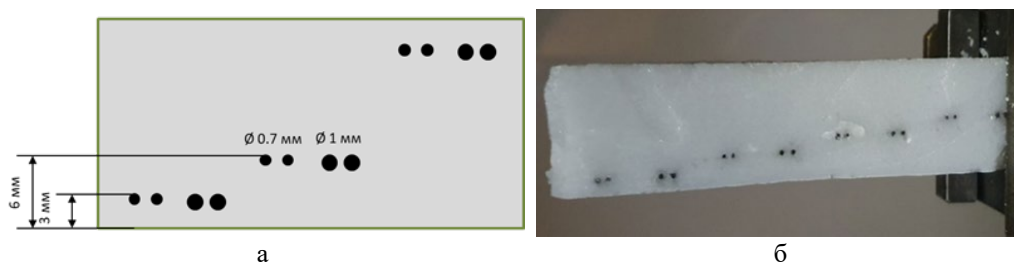


Рис. 1. Описание изготовленной меры: а – схема расположения оптических неоднородностей, б – внешний вид изготовленной меры

Параметры рассеяния и поглощения для разработанной меры подобраны исходя из соответствующих значений оптических параметров тканей пародонта, а также калибровочного блока спектрофотометра ISS «OxiplexTS», имитирующего оптические свойства биотканей [5]. Калибровочный блок предоставлен компанией ISS и предназначен для периодической проверки относительной погрешности измерений спектрофотометра «Oxiplex TS», которая, согласно документации производителя, составляет 5 % [5]. Измерение оптических параметров тканей пародонта, меры и калибровочного блока осуществлялось по апробированной методике [6, 7]. Измерения осуществлялись при комнатной температуре, поэтому влияние температуры воздуха на результаты измерений считалось пренебрежимо малым. В качестве оценки неопределенности использован доверительный интервал, рассчитанный относительно средневыборочных значений оптических параметров по формуле (2) по серии из 15 измерений. Оптические параметры для биотканей, калибровочного блока и для изготовленной меры представлены в таблице 1.

По результатам измерений, представленным в таблице 1, можно сделать следующие выводы:

- результаты измерений параметров калибровочного блока свидетельствуют о том, что погрешность измерений спектрофотометра «OxiplexTS» соответствует значениям, заявленным производителем;
- значения оптических параметров калибровочного блока, изготовленной меры статистически не различаются с уровнем значимости 95 % и согласуются с соответствующими значениями оптических параметров биотканей, что свидетельствует о возможности воспроизведения оптических свойств биотканей с помощью апробированной методики изготовления меры.

Таблица 1

Оптические параметры калибровочного блока и изготовленной меры

	Показатель поглощения, $\mu_a(834), \text{см}^{-1}$	Транспортный коэффициент рассеяния, $\mu'_s(834), \text{см}^{-1}$
Ткани пародонта	$0,170 \pm 0,020$	$5,70 \pm 1,00$
Калибровочный блок	$0,130 \pm 0,005$	$4,30 \pm 0,10$
Мера	$0,160 \pm 0,050$	$5,80 \pm 1,40$

Вероятность обнаружения оптических неоднородностей увеличивается при увеличении контраста оптических неоднородностей на изображении относительно фона.

Для проведения эксперимента по исследованию зависимости контраста изображения неоднородностей меры от длины волны был создан экспериментальный стенд, моделирующий систему ИК-диафаноскопии (рис. 2).

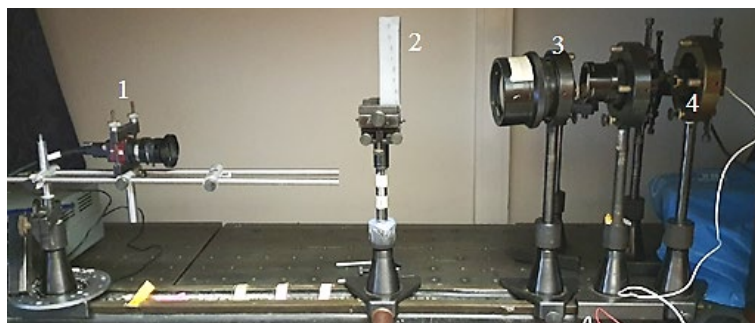


Рис. 2. Стенд для исследования зависимости качества изображения от длины волны:

- 1 – цифровая видеокамера ИК-диапазона; 2 – мера;  
3 – формирующий объектив; 4 – излучатель

В качестве источников излучения были выбраны лазерные диоды ближнего ИК-диапазона: 808, 840, 880, 904 и 980 нм мощностью до 500 мВт. Видеокамерой ИК-диапазона регистрировалось проходящее через меру излучение. Изображения захватывались для каждой глубины залегания стержней. Фиксировалось не менее трех изображений для каждого исследуемого участка.

Схема измерений оптических параметров и регистрации диафаноскопических изображений представлена на рис. 3.

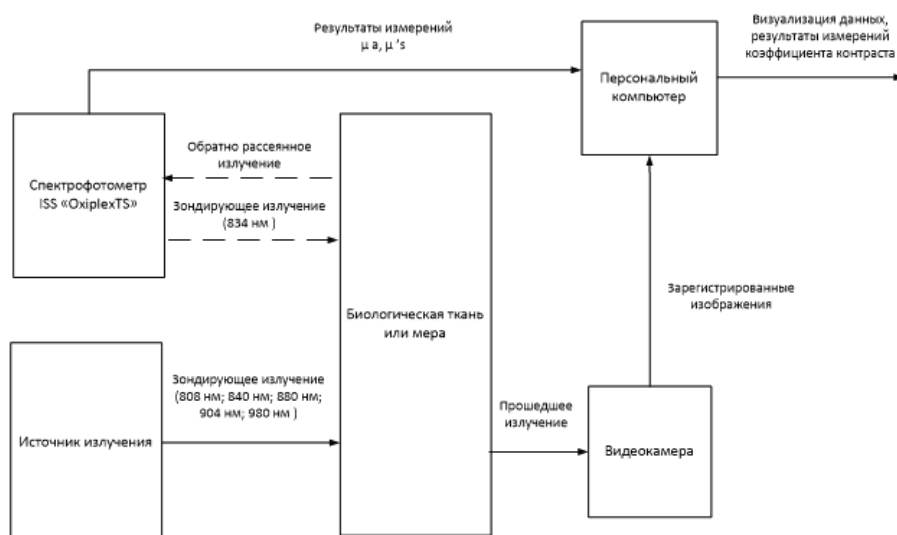


Рис. 3. Схема измерений оптических параметров и регистрации диафаноскопических изображений

По зарегистрированным изображениям меры вычислялся контраст участков изображения, содержащих оптические неоднородности (графитовые стержни).

Коэффициент контраста  $C$  в сечении вычислялся по формуле:

$$C = \frac{I_{\max} - I_{\min}}{I_{\max} + I_{\min}}, \quad (1)$$

где  $I_{\max}$  – средняя яркость пикселей фона в сечении,  $I_{\min}$  – средняя яркость пикселей графитовых стержней в сечении.

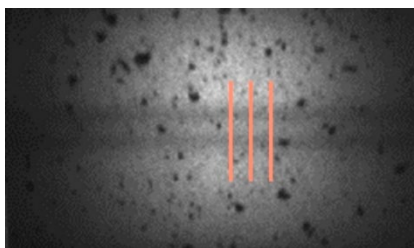


Рис. 4. Изображение графитовых стержней и сечения для вычисления контраста

Контраст вычислялся в 8–10 сечениях (рис. 4) и усреднялся по всем сечениям всех изображений каждой итерации. Черные включения на рис. 4 – это осевшая во время застывания силикона графитовая крошка (артефакты). Сечения устанавливались вручную, в целях исключения попадания сечения на артефакты. В случае попадания артефакта в выбранном сечении наблюдался локальный минимум яркости и производился повторный выбор сечения.

В качестве оценки неопределенности измерений неопределенности коэффициента контраста  $u_c$  использовался доверительный интервал, рассчитанный по формуле:

$$u_c = \bar{C} \pm t_{1 - \frac{\alpha}{2}, n - 1} \frac{S_e}{\sqrt{n}}, \quad (2)$$

где  $\bar{C}$  – среднее значение контраста, рассчитанное по  $n$  сечениям,  $n$  – количество сечений изображений меры,  $t_{1 - \frac{\alpha}{2}, n - 1}$  –  $\alpha$ -квантиль распределения Стьюдента ( $\alpha = 0,05$ ) с  $n - 1$  степенью свободы.

### Результаты и обсуждение

Результаты измерения коэффициентов контраста с учетом оценки неопределенности для участков меры, содержащих структурные включения, а также изображения самих участков приведены в таблице 2.

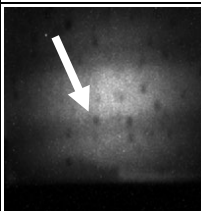
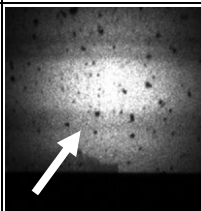
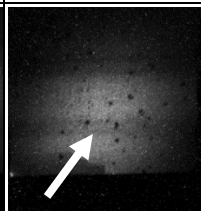
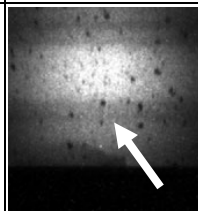
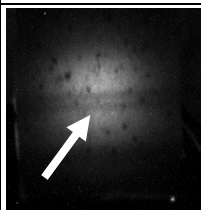
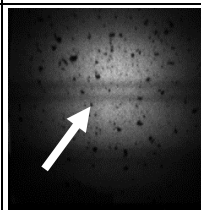
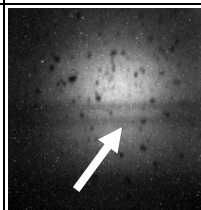
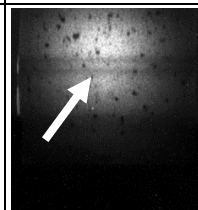
Отмечена зависимость контраста от длины волны – увеличение коэффициента контраста по мере удаления в ИК-область спектра. Наибольшее значение коэффициента контраста выявлено на длине волны 904 нм. Подтверждена возможность визуализации методом ИКД структурных включений, расположенных на глубине 3 мм. Стержни, расположенные на глубине более 3 мм, не удалось визуализировать – это связано с большой долей рассеяния излучения.

На рис. 5 представлена зависимость коэффициента контраста от длины волны излучения для пары стержней диаметром 1,0 мм на глубине 3 мм, построенная по значениям, представленным в таблице 2. Значения полуширин вертикальных планок погрешности измерений контраста на соответствующих длинах волн равны значениям полуширин доверительных интервалов, рассчитанных по формуле (2) и представленных в таблице 2 для соответствующих значений контраста.

Апробированная методика изготовления мер может быть использована для имитации оптических свойств биологических тканей в ходе последующих исследований и дальнейших этапов разработки метрологического обеспечения аппаратно-программного комплекса ИКД.

Таблица 2

Значения коэффициента контраста оптических неоднородностей

Характеристики пары стержней: диаметр, глубина расположения	Длина волны излучения, нм			
	808	840	904	980
Ø – 0,7 мм, глубина – 3 мм				
	0,22 ± 0,01	0,22 ± 0,01	0,28 ± 0,01	0,24 ± 0,01
Ø – 1,0 мм, глубина – 3 мм				
	0,22 ± 0,01	0,22 ± 0,03	0,29 ± 0,01	0,27 ± 0,03
Ø – 0,7 мм, глубина – 6 мм	Неразличимый контраст в связи с малой оптической мощностью излучения			
Ø – 1,0 мм, глубина – 6 мм				
Ø – 0,7 мм, глубина – 9 мм				
Ø – 1,0 мм, глубина – 9 мм				

Важным результатом работы является экспериментальное подтверждение возможности применения изготовленных мер в задачах исследования и разработки метрологического обеспечения систем визуализации оптических неоднородностей в толще биологической ткани в ближнем ИК-диапазоне, в том числе систем диафаноскопии.

Дальнейшие исследования необходимо направить на решение следующих задач.

- Усовершенствование технологии изготовления мер. Требуется обеспечить равномерную концентрацию поглощающих и рассеивающих частиц в силиконовой матрице, исключить оседание частиц во время затвердевания силикона.
- Проведение исследования зависимости контраста оптических неоднородностей от параметров излучения: мощности, частоты пространственной и частотной модуляции, степени монохроматичности, поляризации, когерентности.
- Разработка и клиническая апробация методики измерений характеристик очагов воспаления пародонта и патологических изменений.

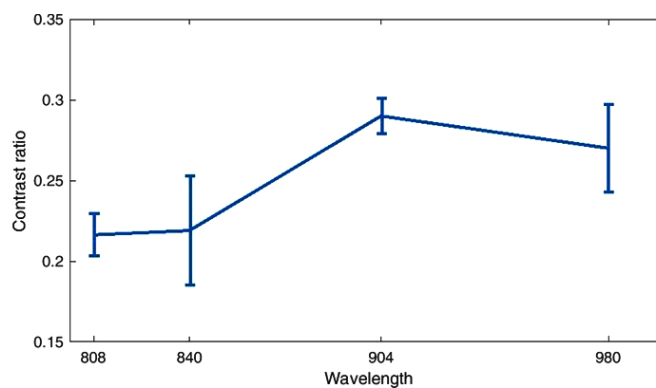


Рис. 5. Зависимость коэффициента контраста от длины волны излучения для пары стержней Ø 1 мм, расположенных на глубине 3 мм

### Список литературы

1. Колпаков А.В., Юдин И.Н., Зорина О.А., Спиридонов И.Н. Раннее обнаружение очагов воспаления в мягких тканях пародонта с помощью инфракрасной диафаноскопии // *Медицинская техника*. – 2016. – № 2 (296). – С. 10–13.
2. Колпаков А.В. Биотехническая система инфракрасной диафаноскопии мягких тканей пародонта: дис. ... канд. техн. наук. – М., 2018.
3. Honda N., Ishii K., Kajimoto Y., Kuroiwa T., Awazu K. // *J. Biomed.* – 2018. – V. 23. – No. 7. – P. 1.
4. Тучин В.В. Оптическая биомедицинская диагностика. – М.: Физмалит, 2007. – 560 с.
5. <http://www.iss.com/biomedical/instruments/oxiplexTS.html>.
6. Сафонова Л.П., Орлова В.Г., Шкарубо А.Н. Исследование нейроваскулярных структур с помощью фазово-модуляционной спектроскопии // *Оптика и спектроскопия*. – 2019. – Т. 126. – № 6. – С. 820–831.
7. Orlova V. G., Safonova L. P., Soloveva P. M. // *EIconRus*. – St. Petersburg and Moscow, 2020. – P. 1567.

### Конфликт интересов

Материал статьи подготовлен на основе доклада, представленного на V Международной научно-технической конференции «Метрология физико-химических измерений» (Менделеево, Московская обл., Россия, 14–16 сентября 2021 г.). Статья допущена к публикации после доработки материалов тезисов доклада, оформления статьи и проведения процедуры рецензирования.

Английская версия статьи опубликована в Сборнике материалов конференции журнала “Journal of Physics. Conference series”, опубликованной на сайте английского издательства IOPscience в марте 2022 года, V2192: <https://iopscience.iop.org/issue/1742-6596/2192/1>.

Ссылка при цитировании: Alexander V Kolpakov and Natalya P Muravskaya 2022 J. Phys.: Conf. Ser. 2192 012009.

DOI: 10.1088/1742-6596/2192/1/012009.

### Conflict of interest

The paper was prepared on a basis of the report presented at the V International Scientific and Technical Conference “Metrology of Physical and Chemical Measurements” (Mendeleevo, Moscow region, Russia, September 14–16, 2021). The paper was approved for publication after the finalization of the abstracts of the report, the design of the paper and the review procedure.

The English version of the paper was included in the Conference Proceedings of the “Journal of Physics. Conference series”, published on the website of the IOPscience in March 2022, V2192: <https://iopscience.iop.org/issue/1742-6596/2192/1>.

Link for citation: Alexander V Kolpakov and Natalya P Muravskaya 2022 J. Phys.: Conf. Ser. 2192 012009.

DOI: 10.1088/1742-6596/2192/1/012009.

*Статья поступила в редакцию: 13.12.2022 г.*

*Статья прошла рецензирование: 19.09.2022 г.*

*Статья принята в работу: 23.01.2023 г.*