

Исследование возможности обнаружения оптических неоднородностей в тканях головного мозга по изображениям видимого и ближнего инфракрасного диапазонов

© С.А. Юшина, Н.Н. Кузнецов, А.В. Колпаков

Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана,
105005 Москва, Россия

e-mail: alexanderkolpakov@bmstu.ru

Поступила в редакцию 09.03.2021 г.

В окончательной редакции 27.05.2021 г.

Принята к публикации 31.05.2021 г.

Исследована возможность обнаружения кровеносных сосудов, расположенных в тканях головного мозга, по изображениям видимого и ближнего инфракрасного диапазонов. Полученные в ходе эксперимента предварительные результаты подтверждают перспективность применения плоскополяризованного некогерентного излучения с центральной длиной волны в диапазоне от 730 до 900 нм в ходе дальнейших исследований с целью создания системы автоматического обнаружения кровеносных сосудов и черепных нервов по эндоскопическим изображениям.

Ключевые слова: автоматическое обнаружение, оптические неоднородности, ткани головного мозга.

DOI: 10.21883/OS.2021.09.51352.1982-21

Введение

По статистике опухоли головного мозга занимают второе место по частоте причин смертности от злокачественных новообразований у людей в возрасте от 35 лет. Чаще опухоли головного мозга развиваются у людей среднего и пожилого возраста. Основную группу риска составляют люди старше 60 лет [1]. Ежегодно опухоль головного мозга обнаруживают у одного человека из 5000 представителей этой возрастной категории. Заболеваемость первичными опухолями головного мозга составляет 12–14 случаев на 100 тыс. населения в год. В отношении вторичных опухолей головного мозга точная статистика неизвестна, в настоящее время отмечается значительное возрастание их частоты. На сегодняшний день встречаемость метастазов в головном мозге оценивается примерно в 30 случаев на 100 тыс. населения в год [2]. Из-за большой сложности проводимой эндоскопической операции по удалению опухоли головного мозга возникает риск повреждения сосудов и нервов. Последствия ошибки хирурга могут быть необратимы — от мелкого кровотечения и нарушения слуховой функции, речи и мимики до полного паралича и летального исхода.

Поэтому социально-значимой является задача обнаружения кровеносных сосудов и черепных нервов в ходе эндоскопического удаления опухоли основания черепа с целью снижения риска их повреждения и снижения количества интра- и послеоперационных осложнений.

Данная задача может быть решена с применением методов автоматического обнаружения кровеносных сосудов и черепных нервов на основе методов мультиспектрального анализа изображений и количественной спек-

трофотометрии при локальном зондировании в красном и ближнем инфракрасном (далее — КБИК) диапазонах длин волн [3].

Важным преимуществом оптических методов является их неинвазивность и возможность обнаружения структурных неоднородностей в тканях, залегающих на глубине [4].

Применение методов оптической визуализации в ходе эндоскопической операции обеспечивает преимущества по сравнению с другими техническими методами обнаружения сосудов и нервов: электромиографией, ангиографией, компьютерной томографией (КТ) и магнитно-резонансной томографией (МРТ). В отличие от метода электромиографии оптическая визуализация позволяет оценить глубину залегания сосудов и нервов [5–7]. Технологии ангиографии, КТ и МРТ применяются для подготовки и планирования операции, но они не применимы в режиме реального времени и, следовательно, не применимы непосредственно в ходе проведения хирургического вмешательства.

Таким образом, задача разработки аппаратно-программного комплекса автоматического обнаружения кровеносных сосудов и черепных нервов по эндоскопическим изображениям (далее — АПК ОСН) в ходе удаления опухоли в основании черепа является безусловно актуальной.

Модификация технологии проведения эндоскопической операции по удалению опухоли головного мозга с применением АПК ОСН позволит: уменьшить риск осложнений и летального исхода; снизить влияние субъективных факторов (таких как усталость врача) на результат проведения операции.

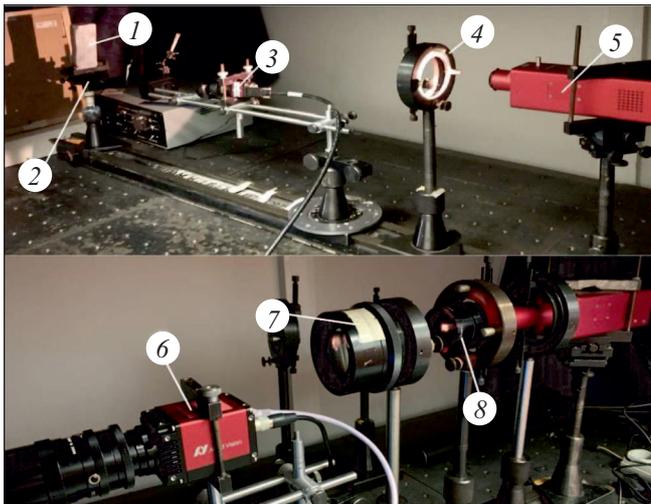


Рис. 1. Экспериментальный стенд для исследования зависимости параметров изображений от параметров излучения: 1 — фантом, 2 — предметный столик для крепления фантома, 3 — видеокамера Allied Vision Pro-125, 4 — держатель для крепления светофильтра, 5 — источник излучения Thorlabs SLS201L, 6 — видеокамера Allied Vision GoldEye G032, 7 — формирующий объектив, 8 — поляризатор Глана-Тейлора.

Для разработки АПК ОСН необходимо исследовать возможность обнаружения сосудов и нервов в тканях головного мозга при эндоскопическом удалении опухолей оптическими методами, исследовать алгоритмы автоматического обнаружения сосудов и нервов на эндоскопических изображениях; создать и апробировать макет, разработать медико-технические требования на АПК ОСН.

В настоящей работе представлены результаты начального этапа исследования возможности обнаружения сосудов и нервов в тканях головного мозга, а именно результаты экспериментального исследования зависимости качества зарегистрированных в КБИК диапазоне изображений фантома, моделирующего оптические свойства тканей головного мозга с расположенными в объеме ткани кровеносными сосудами, от параметров зондирующего излучения. Целью данного исследования являлось определение значений параметров излучения, обеспечивающих максимальное качество изображений фантома и пригодных для последующего моделирования в эндоскопической системе освещения АПК ОСН.

Материалы и методы

Исследование возможности обнаружения различия оптических свойств тканей мозга и кровеносных сосудов в КБИК диапазоне в ходе эндоскопической операции проводилось методом экспериментального моделирования процесса визуализации сосудов и черепных нервов с применением АПК ОСН и анализа полученной в

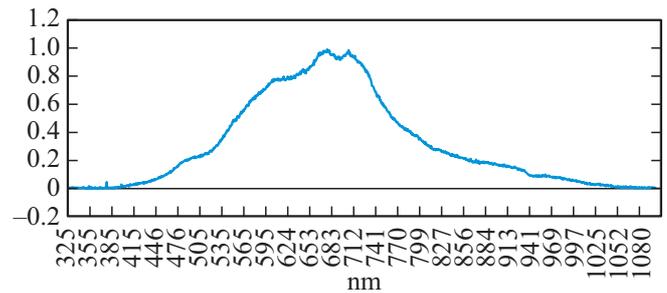


Рис. 2. Спектр относительной мощности источника излучения Thorlabs в диапазоне длин волн от 325 до 1100 nm.

ходе эксперимента зависимости качества изображений от параметров регистрации.

Необходимость интегрирования технических средств разрабатываемого АПК ОСН в хирургический эндоскоп обуславливает схему регистрации изображений в геометрии обратного рассеяния. Качество регистрируемых с помощью АПК ОСН изображений зависит от характеристик генерируемого блоком освещения зондирующего излучения, характеристик блока регистрации и оптических характеристик биологических тканей.

В ходе эксперимента анализировалась зависимость качества изображений оптических неоднородностей в тканях головного мозга от указанных параметров зондирующего излучения, а именно от длины волны, степени монохроматичности, когерентности, поляризации.

В целях обеспечения повторяемости и воспроизводимости результатов эксперимента исследование целесообразно проводить на стенде, имитирующем блок освещения, а также блок регистрации и обработки АПК ОСН с применением фантома, имитирующего оптические свойства нервной ткани с расположенными в объеме ткани кровеносными сосудами (далее — фантом).

Экспериментальный стенд состоит из ИК излучателя Thorlabs SLS201L, генерирующего излучение в диапазоне длин волн от 360 до 2600 nm [8], формирующей оптической системы, предназначенной для формирования потока излучения с изменяемым углом расходимости, видеокамеры Allied Vision Guppy Pro-125 F, регистрирующей изображения в диапазоне длин волн до 900 nm, и камеры Allied Vision GoldEye G-032, регистрирующей изображения в диапазоне длин волн от 900 до 1600 nm.

На рис. 1 представлен внешний вид стенда.

В соответствии с геометрией расположения блоков освещения и регистрации разрабатываемого АПК ОСН, видеокамеры 3 и 6 были расположены таким образом, чтобы регистрировать обратно рассеянное от фантома излучение.

Длина волны, а также степень монохроматичности излучения в ходе эксперимента изменялись с помощью полосно-пропускающих светофильтров, устанавливаемых в поворотном держателе 4, с шириной полосы пропускания в диапазоне от 10 до 50 nm.

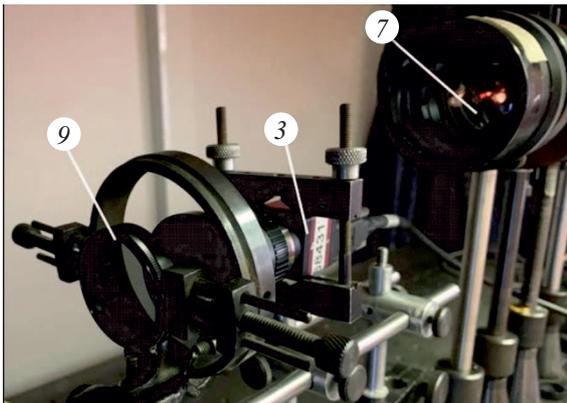


Рис. 3. Экспериментальный стенд для исследования зависимости параметров изображений от параметров излучения в конфигурации для исследования зависимости качества изображения от степени поляризации излучения. 3 — видеокамера Allied Vision Pro-125, 7 — формирующий объектив, 9 — линейный поляризатор.

В целях анализа влияния степени монохроматичности на качество регистрируемых изображений в ходе эксперимента применялся также полосно-пропускающий светофильтр, с шириной полосы пропускания более 100 nm, поглощающий излучение с длиной волны ниже 620 nm, далее обозначаемый как „620“.

На рис. 2 представлен спектр относительной мощности источника Thorlabs SLS201L в диапазоне длин волн от 325 до 1100 nm, зарегистрированный с помощью спектрометра AvaSpec-2048.

С помощью формирующего объектива 7 регулировался угол расходимости потока излучения. Степень поляризации излучения регулировалась с помощью двух поляризаторов: поляризатора 8, установленного на выходе источника излучения, и поляризатора 9, установленного на входе объектива видеокамеры соответственно (рис. 3), выполняющего функцию анализатора направления поляризации излучения.

В табл. 1 представлены значения мощности потока излучения на выходе формирующего объектива 7, измеренные в диапазоне длин волн от 680 до 1100 nm с помощью измерителя мощности Thorlabs PM100D.

Различия измеренного на выходе формирующего объектива спектра мощности излучения (табл. 1) и спектра относительной мощности источника Thorlabs (рис. 2) обусловлены различием оптических плотностей использованных в эксперименте полосно-пропускающих светофильтров.

Оптические свойства тканей головного мозга с включением кровеносных сосудов, моделируемые с помощью фантома, характеризуются значениями показателя поглощения μ_a и показателя рассеяния μ_s .

Значения μ_s для биологических тканей определяются концентрацией рассеивающих компонентов ткани, таких как клетки, коллагеновые волокна [5].

Значения $\mu_a(\lambda)$ для биологических тканей в существенной степени зависят от их кровенаполнения и обусловлены, главным образом, спектром поглощения воды, окси- и дезоксигемоглобина (рис. 4) [6].

Максимальных значений показатель поглощения окси- и дезоксигемоглобина достигает в диапазоне длин волн от 400 до 900 nm, кроме того, в диапазоне длин волн от 800 до 1200 nm значительный вклад в поглощение вносит вода. Таким образом, наличие кровеносного сосуда изменит регистрируемое значение $\mu_a(\lambda)$ в сторону увеличения по сравнению с $\mu_a(\lambda)_0$ в диапазоне длин волн от 400 до 1200 nm для типового объема исследуемой ткани.

Для моделирования оптических свойств кровеносных сосудов необходимо использовать поглощающее вещество, а также обеспечить геометрические размеры, сопоставимые с реальными размерами кровеносных сосудов в стволе головного мозга. Диаметр кровеносных сосудов головного мозга варьирует от нескольких микрометров (для капилляров) до 2.5 mm [9]. Таким образом, для имитации оптических свойств наполненных кровью кровеносных сосудов необходимо использовать поглощающие объекты с диаметрами до 2.5 mm.

Известно, что оксид алюминия является веществом, применяемым для моделирования рассеивающих свойств биологических тканей, а углерод — хорошо поглощающим веществом в диапазоне длин волн от 200 до 1000 nm [7,10]. Из литературных данных также известно, что значения коэффициента диффузного отражения углерода в диапазоне длин волн от 600 до 800 nm сопоставимы со значениями коэффициента диффузного отражения кровеносных сосудов [11–13]. При этом поглощение графита в десятки раз выше, чем поглощение ткани головного мозга [14]. Значения коэффициента отражения графита и кровеносных сосудов представлены в табл. 2.

Таким образом, в качестве рассеивателей и поглотителей для создания оптического фантома могут быть выбраны оксид алюминия и графитовые стержни соответственно.

На основе представленных литературных данных был изготовлен фантом, имитирующий оптические характеристики биологических тканей, содержащий локальные оптические неоднородности. Основой для создания фантома послужил двухкомпонентный силиконовый компаунд марки „Виксинт ПК-68“ и силикон производства „Новбытхим“ — ацетоксисиликон. Показатель рассеяния среды регулировался добавлением в силиконовую основу оксида алюминия (Ч) с размером частиц $\sim 1 \mu\text{m}$. Коэффициент поглощения среды управлялся добавлением предварительно размолотого графитового порошка марки ГСЛ-1 с размером частиц $\sim 40 \mu\text{m}$. [14,15]. Для изготовления фантома использовался 1 g смеси оксида алюминия и графитового порошка на 100 g силиконового компаунда. Измельчение и перемешивание рассеивающих частиц обеспечивалось в керамической шаровой мельнице с диаметром шаров 16 mm. Равномерность распределения поглощающих и рассеивающих частиц повы-

Таблица 1. Мощность излучения источника Thorlabs SLS201L в диапазоне длин волн от 680 до 1100 nm

Длина волны, nm	680	730	800	810	900	1000	1100
Мощность излучения, μW	1.6	1.5	3.6	1.8	3.2	4.1	0.7

Таблица 2. Значения коэффициента отражения графита и кровеносных сосудов в диапазоне длин волн от 600 до 800 nm [11-13]

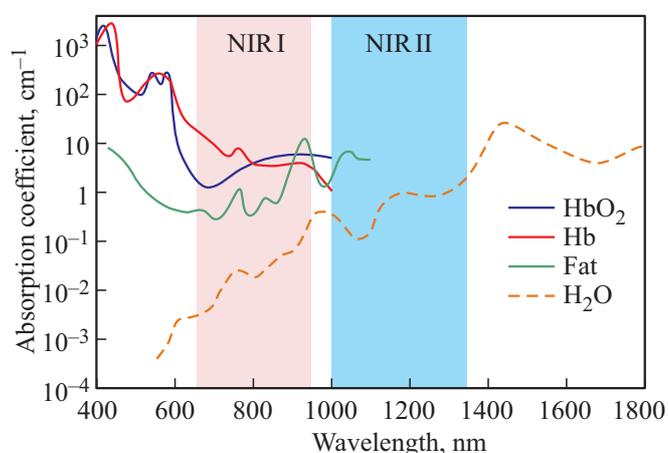
Объект	Диапазон значений коэффициента диффузного отражения
Графит [11]	0.5–0.6
Кровеносные сосуды почки [12]	0.1–0.8
Подкожные кровеносные сосуды [13]	0.4–0.7

шалась путем их размешивания в процессе застывания компаунда с применением ультразвукового излучения с частотой 22 kHz и плотностью мощности 45 W/cm², генерируемого установкой „УЗДН2“ в течение 20 min. Для повышения равномерности распределения рассеивающих частиц и удаления пузырей воздуха применялось также вакуумирование в течение 60 min после заливки раствора в форму.

Показатель рассеяния и поглощения для фантома подобраны исходя из соответствующих значений калибровочного блока спектрофотометра „Oxiplex“ [16], который в свою очередь имитирует оптические параметры ткани головного мозга. Также для подбора показателя поглощения и рассеяния фантома использовались результаты *in vitro* измерений показателя поглощения и рассеяния тканей головного мозга, проведенных с помощью спектрофотометра „Oxiplex“ [17]. Целевые значения показателя поглощения и рассеяния фантома были обеспечены в результате экспериментального подбора значения массовых долей оксида алюминия и графита для добавления в силиконовый компаунд. Подобранные значения массовых долей оксида алюминия и графита составили 97 и 3% соответственно. Измерения показателей поглощения и рассеяния изготовленного фантома осуществлялись контактным спектрофотометрическим методом с помощью спектрофотометра „Oxiplex“ по апробированной методике [3,17].

Оптические параметры для калибровочного блока, для тканей головного мозга *in vitro* [17] и для изготовленного фантома представлены в табл. 3.

Как видно из табл. 3, показатели поглощения фантома, калибровочного блока и тканей головного мозга *in vitro* на длинах волн 692 и 834 nm находятся в одном диапазоне значений. Кроме того, хорошо согласуются значения транспортного коэффициента рассеяния калибровочного блока, фантома и тканей головного мозга *in vitro* на длине волны 692 nm, а также значения транспортного коэффициента рассеяния калибровочного блока и фантома на длине волны 834 nm. На длине волны 692 nm отмечены относительно большие различия в значениях транспортного коэффициента рассеяния

**Рис. 4.** Спектр поглощения воды (H₂O), оксигемоглобина (HbO₂), дезоксигемоглобина (Hb) и жиров (Fat) в ближнем ИК диапазоне [6].

тканей головного мозга *in vitro* по сравнению с калибровочным блоком и фантомом. Несмотря на расхождение оптических параметров с тканями головного мозга *in vitro* на длине волны 692 nm, изготовленный фантом можно считать пригодным для эксперимента по визуализации оптических неоднородностей в объеме ткани, так как даже с учетом существенного разброса значения оптических параметров тканей головного мозга *in vitro* меньше опубликованных в литературе значений оптических параметров крови в кровеносных сосудах в диапазоне длин волн от 600 до 800 nm [15].

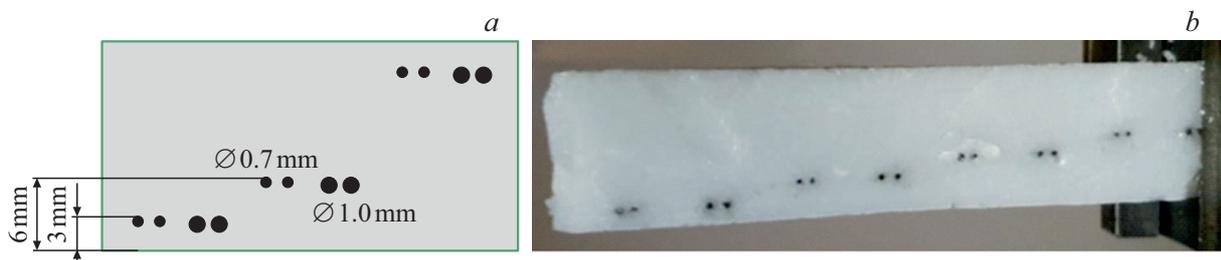
В изготовленном фантоме были расположены графитовые стержни, имитирующие кровеносные сосуды. Стержни расположены попарно с шагом 3 mm по глубине для оценки разрешающей способности системы обнаружения по глубине. Пары стержней были расположены на разной глубине в интервале от 3 до 12 mm с шагом 3 mm. На каждом уровне глубины были расположены пары стержней толщины 0.7, 1.0 mm с целью оценки пространственного разрешения системы обнаружения.

Таблица 3. Оптические параметры калибровочного блока, тканей головного мозга *in vitro* [17] и фантома на длинах волн 692 и 834 nm

Объект исследования	Показатель поглощения, cm^{-1}		Транспортный коэффициент рассеяния, cm^{-1}	
	μ_a (692)	μ_a (834)	μ'_s (692)	μ'_s (834)
Калибровочный блок	0.10	0.10	9.6	8.6
Ткани головного мозга <i>in vitro</i> [17]	0.09–0.26	0.02–0.11	18.2–69.1	7.5–48.2
Фантом	0.18 ± 0.05	0.16 ± 0.05	9 ± 3	8 ± 2

Таблица 4. Коэффициент контраста на различных длинах волн от 620 до 810 nm при различных направлениях поляризации

Длина волны, nm	620	680	730	800	810
Угол П-А 0° (режим „А“)	0.07 ± 0.03	0.06 ± 0.03	0.13 ± 0.04	0.18 ± 0.01	0.24 ± 0.08
Угол П-А 0° (режим „Б“)	0.06 ± 0.01	0.13 ± 0.04	0.18 ± 0.11	0.20 ± 0.05	0.21 ± 0.07
Угол П-А 45° (режим „А“)	0.07 ± 0.03	0.06 ± 0.03	0.13 ± 0.04	0.18 ± 0.01	0.24 ± 0.08
Угол П-А 45° (режим „Б“)	0.06 ± 0.01	0.13 ± 0.04	0.18 ± 0.11	0.20 ± 0.05	0.21 ± 0.07
Угол П-А 90° (режим „А“)	0.07 ± 0.03	0.06 ± 0.03	0.13 ± 0.04	0.18 ± 0.01	0.24 ± 0.08
Угол П-А 90° (режим „Б“)	0.06 ± 0.01	0.13 ± 0.04	0.18 ± 0.11	0.20 ± 0.05	0.21 ± 0.07

**Рис. 5.** Конструкция фантома: (а) схема, (б) внешний вид изготовленного фантома.

На рис. 5 представлена конструкция изготовленного фантома.

В качестве параметра, характеризующего качество регистрируемых на стенде изображений, применялся коэффициент контраста оптических неоднородностей относительно фона, значение которого может применяться в качестве меры различия объектов на зарегистрированном изображении [18,19]:

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

где $\langle I_{\max} \rangle$ — средняя по области интенсивность пикселей фона; $\langle I_{\min} \rangle$ — средняя по области интенсивность поглощающих включений.

В целях снижения уровня шумов на зарегистрированных изображениях, которые могли повлиять на точность оценки коэффициента контраста, применялся медианный фильтр с апертурой 3×3 пикселя.

В целях компенсации разницы мощности источника и нормировки изображений, полученных на разных длинах волн (рис. 2, табл. 1), выполнялась эквализация гистограммы участка интереса [19]. Оценка коэффициента контраста производилась по формуле (1). Для расчета значений I_{\max} и I_{\min} использовались профили яркости предобработанного изображения.

Пример результата эквализации гистограммы с расположением сечений для оценки локального контраста представлен на рис. 6.

Значения интенсивности $\langle I_{\max} \rangle$ и $\langle I_{\min} \rangle$ рассчитывались по построенным сечениям по формулам:

$$\begin{aligned} \langle I_{\max} \rangle &= \frac{\sum_{i=1}^n I_{\max(i)}}{n}, \\ \langle I_{\min} \rangle &= \frac{\sum_{i=1}^n I_{\min(i)}}{n}, \end{aligned} \quad (2)$$

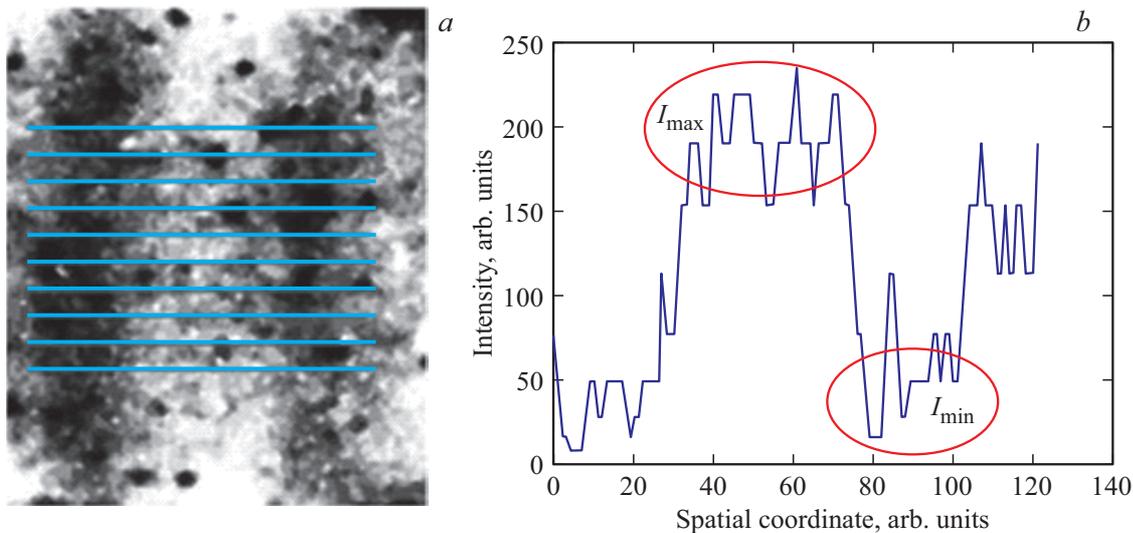


Рис. 6. Результат обработки изображений фантома: (а) изображение после применения эквализации и наглядное представление расположения 10 сечений; (б) профиль интенсивности в одном из построенных сечений.

где $I_{\max(i)}$, $I_{\min(i)}$ — соответственно максимальное и минимальное значения интенсивности в i -м сечении, n — количество пикселей в расчетной области.

По полученным в ходе эксперимента сериям изображений был выполнен анализ зависимости значения коэффициента контраста поглощающих включений от параметров зондирующего излучения. Значение коэффициента контраста оценивалось путем построения доверительного интервала E по формулам (3)–(5).

Для выборки n сечений рассчитывалось среднее значение коэффициента контраста a :

$$\bar{a} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n a_i. \quad (3)$$

Далее рассчитывалось несмещенное выборочное стандартное отклонение S_e :

$$S = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (a_i - \bar{a})^2}. \quad (4)$$

Для коэффициента контраста рассчитывался доверительный интервал:

$$E = \bar{a} \pm t_{1-\frac{\alpha}{2}, n-1} \frac{S_e}{\sqrt{n}}, \quad (5)$$

где n — количество сечений изображений фантома, $t_{1-\frac{\alpha}{2}, n-1}$ — квантиль распределения Стьюдента ($\alpha = 0.05$) с $n - 1$ степенью свободы.

Результаты и обсуждение

На рис. 7 представлен график полученной экспериментальной зависимости коэффициента контраста от длины волны в диапазоне от 620 до 1600 nm.

Для исследования зависимости коэффициента контраста от степени поляризации излучения регистрация изображений фантома производилась в двух режимах освещения: плоскополяризованное излучение в направлении, параллельном (далее — режим „А“) и перпендикулярном оси графитовых стержней (далее — режим „В“).

В каждом из перечисленных режимов освещения производилась регистрация изображений при углах поворота анализатора относительно направления поляризации 0, 45, 90°. Полученные значения коэффициента контраста при поляризованном излучении представлены в табл. 4.

Графики зависимости коэффициента контраста изображений от длины волны при различных направлениях поляризации представлены на рис. 8.

В целях исследования влияния степени когерентности излучения на качество изображений было произведено сравнение значений коэффициента контраста изображений, зарегистрированных с применением источника излучения Thorlabs SL201L на длине волны 680 nm и He–Ne-лазера ЛГН-223-1 с длиной волны 632 nm. Значение коэффициента контраста с использованием He–Ne-лазера составило (0.12 ± 0.08) отн.ед. против (0.31 ± 0.08) для некогерентного источника излучения Thorlabs SL201L.

Таким образом, в результате проведенного экспериментального исследования получены следующие результаты.

Апробирована методика изготовления фантома, имитирующего оптические свойства тканей головного мозга и расположенных в нем кровеносных сосудов.

Установлено статистически значимое увеличение коэффициента контраста оптических неоднородностей в

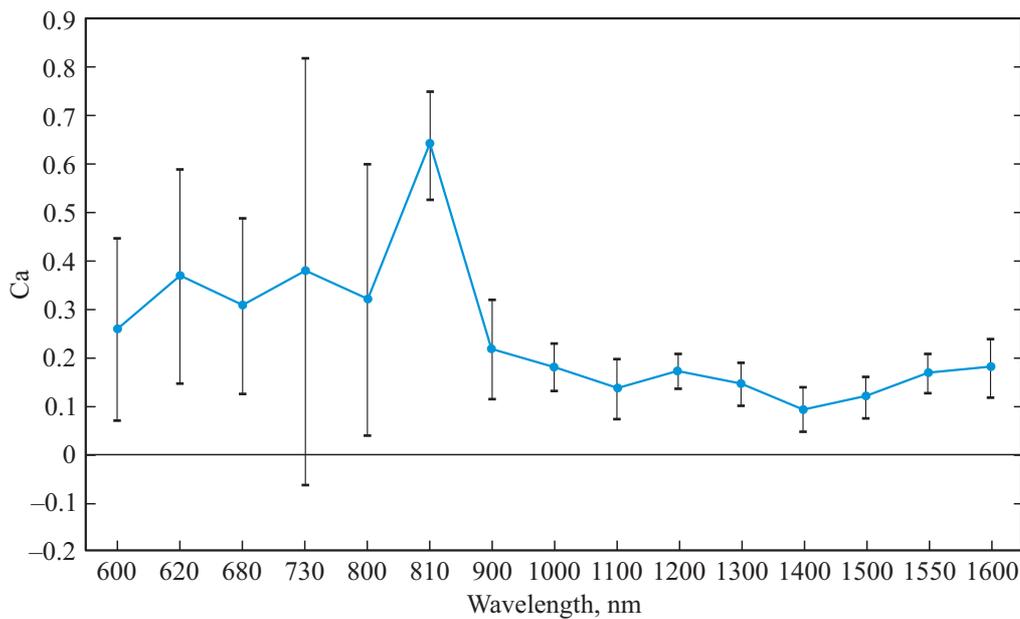


Рис. 7. График экспериментальной зависимости коэффициента контраста оптических неоднородностей фантома в диапазоне длин волн от 620 до 1600 nm.

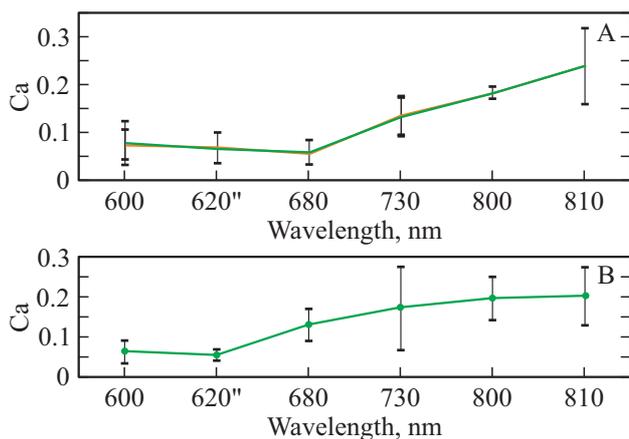


Рис. 8. Графики зависимости контраста изображений от длины волны при направлении поляризации, установленном параллельно („А“) и перпендикулярно („В“) стержням.

фантоме, расположенных на глубине от поверхности до 3 mm в диапазоне длин волн от 730 до 900 nm. Наибольшее значение коэффициента контраста оптических неоднородностей в фантоме выявлено на длине волны 810 nm (рис. 8).

Отмечено статистически значимое увеличение коэффициента контраста оптических неоднородностей в фантоме при использовании плоскополяризованного излучения с длиной волны из диапазона от 620 до 730 nm (табл. 3, рис. 8).

Не установлено статистически значимого увеличения коэффициента контраста при применении когерентного излучения.

Заключение

В условиях эксперимента на стенде подтверждена возможность обнаружения кровеносных сосудов, расположенных в тканях головного мозга на глубине до 3 mm по изображениям КБИК диапазона.

Апробированная методика изготовления фантома может быть использована для имитации оптических свойств тканей головного мозга в ходе последующих исследований.

Полученные в ходе эксперимента характеристики зондирующего излучения: плоскополяризованное некогерентное излучение с центральной длиной волны в диапазоне от 730 до 900 nm и шириной полосы излучения до 50 nm, обеспечивающие максимальное значение коэффициента контраста изображений оптических неоднородностей в фантоме, расположенных на глубине до 3 mm от поверхности, целесообразно использовать в ходе дальнейших экспериментов с моделированием эндоскопической системы освещения АПК ОСН.

Конфликт интересов

Авторы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

Список литературы

- [1] Меднавигатор.ру. Лечение рака.рф /опухоли-мозга/ Электронный ресурс. Режим доступа: <http://xn--8sbaraautcw0b4e.xn--p1ai/%D0%BE%D0%BF%D1%83%D1%85%D0%BE%D0%BB%D0%B8-%D0%BC%D0%BE%D0%B7%D0%B3%D0%B0/>

- [2] Электронный ресурс. Режим доступа:
<http://www.neurosklif.ru/Diseases/Tumors>
- [3] Сафонова Л.П., Орлова В.Г., Шкарубо А.Н. // Опт. и спектр. 2019. Т. 126. № 6. С. 820.
- [4] Бабчин И.С., Земская А.Г., Хилькова Т.А., Хохлова В.А. Опухоли головного мозга у детей и подростков. Л.: Медицина, 1967. 322 с.
- [5] Jacques S.L. // Phys. Med. Biol. 2013. V. 58. N 11. P. 37.
- [6] Quek C.H., Leong K.W. // Nanomat. 2012. V. 2. P. 92.
- [7] Ястребов С.Г., Аллен Т., Иванов-Омский В.И., Чан В., Жукотински С. // Письма в ЖТФ. 2003. Т. 29. № 20. С. 49.
- [8] Электронный ресурс. Режим доступа:
https://www.thorlabs.com/newgrouppage9.cfm?objectgroup_id=7269
- [9] Rolf B. Saager, Alan Quach, Rebecca A. Rowland, Melissa L. Baldado, Anthony J. Durkin // J. Biomed. Opt. 2016. V. 21. N 6. 67001. doi 10.1117/1.JBO.21.6.067001
- [10] Papoular R.J. // Mon. Not. Roy. Astron. Soc. 2014. V. 2.2. P. 1.
- [11] Kuzmenko A.B., van Heumen E., Carbone F., van der Marel D. // Phys. Rev. Lett. 2008. V. 100. N 11. P. 117401.
- [12] Litorja M., Brown S., Lin Ch., Ohno Y. // Proc. of SPIE. 2009. V. 7169. P. 71691B-1.
- [13] Aizu Y., Nishidate I., Yokoi N., Yuasa T., Mishina H. // Proc. of SPIE. 2001. V. 4317. P. 475.
- [14] Honda N., Ishii K., Kajimoto Y., Kuroiwa T., Awazu K. // J. Biomed. Opt. 2018.V. 23. N 7. P. 1.
doi 10.1117/1.JBO.23.7.075006
- [15] Тучин В.В. Оптическая биомедицинская диагностика. М.: Физмалит, 2007. 560 с.
- [16] Электронный ресурс. Режим доступа:
<http://www.iss.com/biomedical/instruments/oxiplexTS.html>
- [17] Orlova V.G., Safonova L.P., Soloveva P.M. // EIConRus. St. Petersburg and Moscow, 2020. P. 1567.
doi 10.1109/EIConRus49466.2020.9039169
- [18] Спиридонов И.Н. Морфометрия сложноструктурированных медико-биологических изображений / Учебное пособие. М.: Изд-во МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2003. 59 с.
- [19] Гонсалес Р., Вудс Р. Цифровая обработка изображений. М.: Техносфера, 2005. 1072 с.