

ка. Достигнутые высокие уровни разрешающей способности акусто-оптического метода позволяют не только осуществлять типирование образцов крови, но и определять группу крови в случае слабой агглютинации эритроцитов, а также разработать алгоритм оценки силы реакции агглютинации эритроцитов. Важно отметить, что в реальном приборе для определения группы крови в одном эксперименте возможно сочетание рассмотренных в данной работе и в работе [10] подходов к обработке фотоизображений, а это может существенно повысить надежность типирования крови. С технической точки зрения предложенный дискретный подход к обработке фотоизображений позволяет в полной мере использовать все преимущества веб-камеры в качестве фотодетектора, так как дает возможность анализировать полученное изображение «попиксельно». В целом можно считать разработку дискретного способа обработки экспериментальных результатов дальнейшим этапом развития акусто-оптического метода типирования крови человека.

Список литературы:

1. Steven R.A. A Simplified Visible/Near-Infrared Spectrophotometric Approach to Blood Typing for Automated Transfusion Safety / Thesis presented to North Carolina State University. Raleigh, North Carolina, USA, 2005.
2. Lambert J.B. A miniaturized device for blood typing using a simplified spectrophotometric approach / Thesis submitted to North Carolina State University. Raleigh, North Carolina, USA, 2006.
3. Ganilova Yu.A., Doubrovski V.A., Zabenkov I.V. The resolving power of the flowing method to register the process of human erythrocytes agglutination in vitro on the base of correlation analysis of microphotographs // Proc. SPIE. 2011. Vol. 7999. P. 799903.
4. Дубровский В.А., Долмашкин А.А. Определение групповой принадлежности крови человека на основе цифровых фотографий процесса агглютинации эритроцитов // Опт. и спектр. 2010. Т. 109 (2). С. 1346-1350.

5. Chung A., Birch P., Pagan K. A microplate system for ABO and Rh(D) blood grouping // Transfusion. 1993. Vol. 33 (5). PP. 384-388.
6. Mintz P.D., Anderson G., Barasso C., Sorenson E. Application of the Inverness Blood Grouping System for semiautomated ABO and D testing of patients' samples // Immunohematology. 1994. Vol. 10 (2). PP. 60-63.
7. Алипов А.Н., Ванинский В.З., Денисов Л.Б., Донсков С.И., Дубровский В.А., Завьялов Э.Н., Князьков Н.Н. Способ определения реакции агглютинации / А. с. изобретения СССР № 1683760, приоритет от 04.06.1987 г. Бюл. № 38 от 30.10.1991 г.
8. Doubrovski V.A., Dvoretzki K.N. Ultrasonic wave action upon the red blood cell agglutination in vitro // Ultrasound in Medicine & Biology. 2000. Vol. 26 (4). P. 655.
9. Дубровский В.А., Дворецкий К.Н., Балаев А.Э. Исследование механизма усиления агрегации эритроцитов ультразвуковым полем // Акустический журнал. 2004. Т. 50 (2). С. 184.
10. Дубровский В.А., Медведева М.Ф. Акусто-оптический метод определения группы крови: фотометрический и статистический способы обработки фотоизображений // Медицинская техника. 2015. № 1 (295). С. 7-10.
11. Дубровский В.А., Медведева М.Ф. Оптимизация условий прямой и обратной реакции агглютинации эритроцитов, усиленных стоячей ультразвуковой волной / Материалы симпозиума «Проблемы оптической физики и биофотоники. SFM-2013». – Саратов: Изд-во «Новый ветер», 2013. С. 34-42.

*Валерий Александрович Дубровский,
канд. физ.-мат. наук, доцент, зав. кафедрой,
Мария Федоровна Медведева,
аспирант,
кафедра медицинской и биологической физики им. В.Д. Зернова,
Саратовский государственный медицинский
университет им. В.И. Разумовского,
г. Саратов,
e-mail: doubrovski43@yandex.ru*

Е.Е. Майоров, В.Т. Прокопенко, С.В. Удахина, Г.А. Цыганкова, Т.А. Черняк

Оптико-электронная компьютерная система для обнаружения внешних агентов в подповерхностных слоях кожного покрова

Аннотация

В статье показана возможность использования оптико-электронной компьютерной системы в качестве оптического томографа. Проведены измерения подповерхностных слоев кожного покрова человека *in vivo* на разной глубине проникновения светового излучения. Получены результаты обнаружения инородного тела (металлической стружки) в подповерхностных слоях кожного покрова локтевого сустава человека.

Введение

В настоящее время в научном приборостроении огромное развитие получили оптико-электронные компьютерные системы (ОЭКС), так как они являются высокоинформативным и высокоточным инструментом получения информации. Получение высокоточной и достоверной информации о геометрических параметрах объектов всегда являлось важнейшей задачей метрологии [1]-[3]. Представленная система имеет ряд преимуществ по сравнению с аналогичными системами геометрической оптики, а именно: система полностью автоматизирована, погрешность измерений и расстояние до контролируемого объекта не зависят от апертурных углов освещения и наблюдения. Эти системы просты в эксплуатации,

малогабаритны и удовлетворяют требованиям производственного контроля.

Оптико-электронная компьютерная система

Для проведения томографических исследований была разработана ОЭКС [1]-[5], схема которой представлена на *рис. 1*. ОЭКС построена на основе сканирующего интерферометра Майкельсона, в котором вместо одного из зеркал исследуется объект. В качестве источника излучения используется суперлюминесцентный диод (ЛМ2-1300) 1 с длиной волны $\lambda = 1,3$ мкм, длиной когерентности $l_c = 20$ мкм, мощностью излучения 0,5 мВт. Микрообъектив 2 ($10\times; f = 15,5$ мм; $A = 0,3$) фокусирует излучение источника на контролируемую поверхность объекта 4 и на опорную поверхность (зеркало 9).

Измерения проводились при следующих характеристиках ОЭКС:

- погрешность измерений

$$\sigma_z = (0,03...0,1) l_c \text{ – для } \theta = 0...30^\circ;$$

$$\sigma_z = (0,3...0,8) l_c \text{ – для } \theta = 45...60^\circ;$$

- диапазон измерений рельефа поверхности – 0...4 мм;
- частота измерений – 46 т/с;
- среднее расстояние от оптической головки до объекта – 120 мм.

При наличии поперечной компоненты движения зондирующего излучения по поверхности объекта происходит изменение картины спеклов в плоскости регистрации. Скорость этого изменения определяется скоростью поперечного перемещения луча по поверхности. Если резко увеличить скорость съема информации таким образом, что спеклы в плоскости регистрации за время одного измерения будут «заморожены», то будем считать задачу решенной. Поэтому сущность предлагаемого способа минимизации влияния спекл-модуляции заключается в следующем. За время относительно медленного приближения измерительного прибора к поверхности объекта при значительном увеличении скорости съема информации необходимо произвести несколько независимых измерений расстояния до поверхности и затем усреднить их. Для реализации предлагаемого способа вводится дополнительная модуляция разности хода за счет сканирования опорного зеркала.

Поперечное смещение поверхности объекта относительно прибора практически не сказывается на точности измерений до скорости порядка 60 мм/с.

У ОЭКС погрешность измерений до скорости смещения объекта 60 мм/с равна 1 мкм. Отдельные измерения можно считать независимыми, если при смещении объекта в поперечном направлении измерения будут проводиться с шагом порядка 7...10 мкм.

При совпадении направлений перемещения оптической измерительной системы и зондирующего излучения, а также при малой скорости поперечной составляющей введение лишь одной дополнительной модуляции в опорном канале может быть малоэффективным. Диффузно отраженное излучение кроме поперечной спекл-структуры имеет также и продольную структуру. При выполнении условий когерентного сложения рассеянных компонент продольная структура суммарной волны состоит из сигарообразных тел, вытянутых вдоль направления распространения излучения. Поперечный размер отдельной «сигары» есть размер индивидуального спекла. При одинаковых скоростях перемещения оптической измерительной системы в продольном и поперечном направлениях изменение спекл-картины за счет «продольных» спеклов происходит в 10^4 раз медленнее, т. е. практически не изменяется. Поэтому при наличии только одной поперечной составляющей движения невозможно реализовать ансамбль различных спекл-полей и, следовательно, произвести серию независимых измерений.

В этом случае предлагается ввести вспомогательное микросканирование поверхности объекта зондирующим лучом. Пространственное микросканирование зондирующим лучом осуществляется с помощью плоскопараллельной стеклянной пластины, введенной между микрообъективом, формирующим зондирующий пучок, и источником, и совершающей угловые колебания.

В ОЭКС $f_{\text{ск}} = 500$ Гц; $f_m = 3$ кГц; $\alpha_c = 0,01$ рад, где $f_{\text{ск}}$ – частота сканирования системы; f_m – частота модуляции в опорном плече; α_c – амплитуда колебаний пластины.

В процессе измерений производится модуляция оптической разности хода $O_1M - O_1N$: в триггерном режиме [1]-[7] – за счет изменения расстояния между оптическим щупом и поверхностью объекта (O_1N), в сканирующем режиме – за счет сканирования опорного зеркала 9 (O_1M). Последнее крепится на пружинном параллелограммном механизме, колебания которого

возбуждаются электромагнитным модулятором 12. Сканирование опорного зеркала производится также и в триггерном режиме при введении дополнительной модуляции в опорном канале [1]-[7]. Момент равенства оптических длин плеч интерферометра O_1M и O_1N соответствует максимуму контраста интерференционного поля и соответственно максимуму сигнала фотоприемника 6.

При сканировании зеркала 9 изменение оптической длины опорного плеча интерферометра определяется с помощью пары голографических дифракционных решеток 13, одна из которых неподвижна, а другая жестко связана со сканирующим зеркалом 9. Направление взаимного смещения дифракционных решеток на схеме обозначено стрелкой.

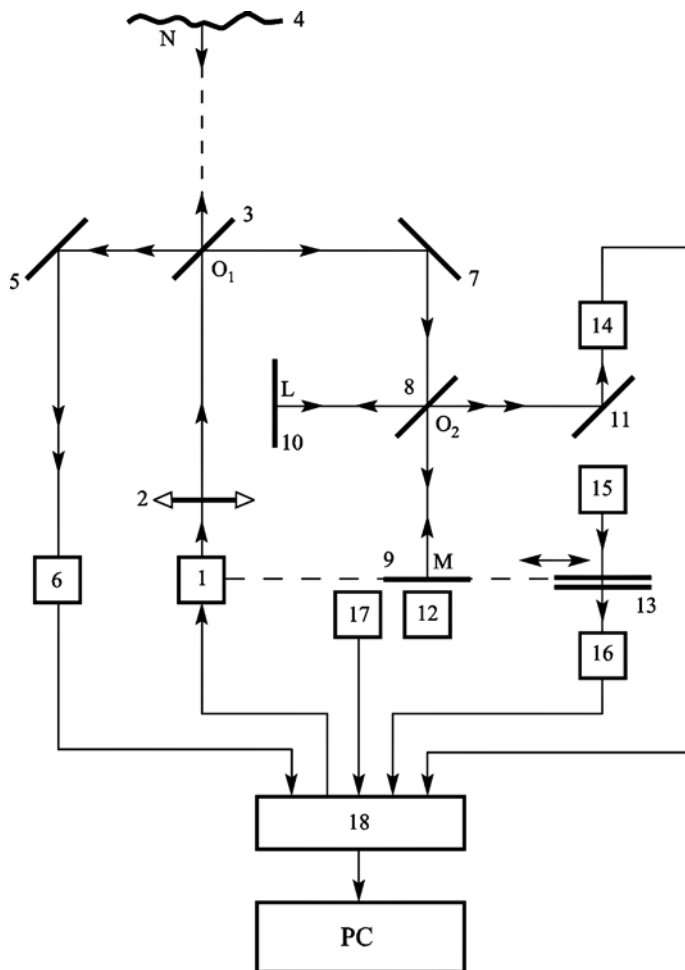


Рис. 1. Схема оптико-электронной компьютерной системы: 1, 15 – суперлюминесцентные диоды; 2 – микрообъектив; 3, 8 – светоделители; 4 – объект; 5, 7, 9, 10, 11 – зеркала; 6, 14, 16 – фотоприемники; 12 – модулятор; 13 – дифракционные решетки; 17 – датчик скорости; 18 – блок электронной обработки сигналов; PC – компьютер

Шаг решеток равен 1,5 мкм. Решетки освещаются источником 15, сигнал регистрируется фотоприемником 16. Начало отсчета определяется с помощью второго интерферометра Майкельсона, образованного светоделителем 8, зеркалом 10 и общим для двух интерферометров сканирующим зеркалом 9. Начало отсчета соответствует максимуму сигнала фотоприемника 14, который наблюдается в момент равенства длин плеч O_2L и O_2M . Этот сигнал является опорным – относительно него отсчитывается временное положение максимума информационного сигнала фотоприемника 6.

При проведении измерений необходимо, чтобы зондирующее излучение было сфокусировано на поверхности объекта. Для выполнения этого требования в ОЭКС использовалось следующее техническое решение: пространственное положение

источника 1 также модулировалось во времени вдоль оси излучения с частотой сканирования опорного зеркала 9. При этом требование фокусировки излучения на поверхности объекта выполнялось при соотношении амплитуд сканирования источника и опорного зеркала 1:60. Основанием для определения этого соотношения являлись расстояние до объекта (120 мм) и фокусное расстояние микрообъектива 2 (15,5 мм).

ОЭКС позволяет измерять относительную величину расстояния до объекта: расстояние до объекта отсчитывается от некоторой базовой плоскости, соответствующей временному положению максимума опорного сигнала фотоприемника 14. Искомая информация содержится во временном интервале между максимумами сигналов фотоприемников 6 и 14. Указанный временной интервал находится путем подсчета импульсов фотоприемника 16 при сканировании дифракционных решеток 13.

Для получения искомой информации о поверхности объекта сигналы фотоприемников 6, 14 и 16 подвергаются аналоговой и цифровой обработке.

Для графической визуализации результатов измерений был использован пакет программ *Golden Soft Wear* [1], [7].

Томографические исследования

Томографические исследования *in vivo* проводились на пациентах, у которых в подповерхностных слоях кожного покрова (ПСКП) находились инородные тела (металлическая стружка). ОЭКС была применена в качестве оптического томографа и показала результаты, погрешность которых составила 1,5 мкм.

Исследуемый объект – участок ПСКП (область локтевого сустава) – контролировался по нормали. В этом случае изменение разности хода лучей позволяло получить амплитуды отраженного сигнала по глубине Z ПСКП. Амплитуда сигнала пропорциональна коэффициенту отражения K нерассеянной компоненты от оптической неоднородности, положение которой определяется равенством длин плеч интерферометра [1], [7].

На рис. 2 показано распределение амплитуды отраженного сигнала при отсутствии в ПСКП инородного тела (металлической стружки).

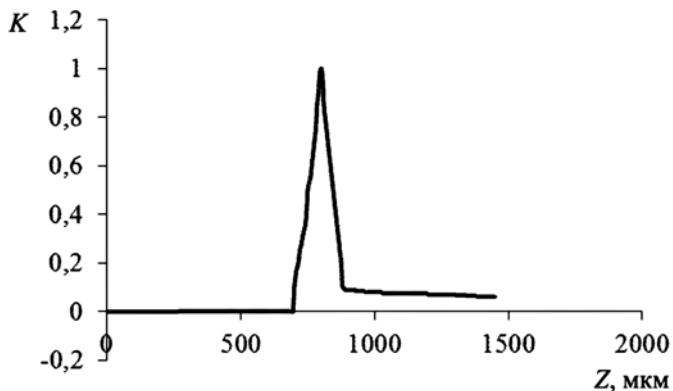


Рис. 2. Распределение коэффициента отражения K по глубине Z кожного покрова при отсутствии инородного тела (металлической стружки)

На рис. 3 показано распределение амплитуды отраженного сигнала при наличии в ПСКП инородного тела (металлической стружки). Из рис. 3 видно, что на глубине $Z = 845$ мкм обнаружен инородный объект, так как у кривой распределения коэффициента отражения по глубине ПСКП появился второй максимум. Это означает, что ОЭКС зафиксировала отраженную нерассеянную компоненту от поверхности металлической стружки на глубине $Z = 845$ мкм.

На рис. 4 представлен результат фиксации металлической стружки в ПСКП ОЭКС на глубине $Z = 1200$ мкм.

Из графиков можно получить информацию о глубине проникновения в ПСКП инородных тел. Представленные результаты позволяют расширить область применения ОЭКС в медицине.

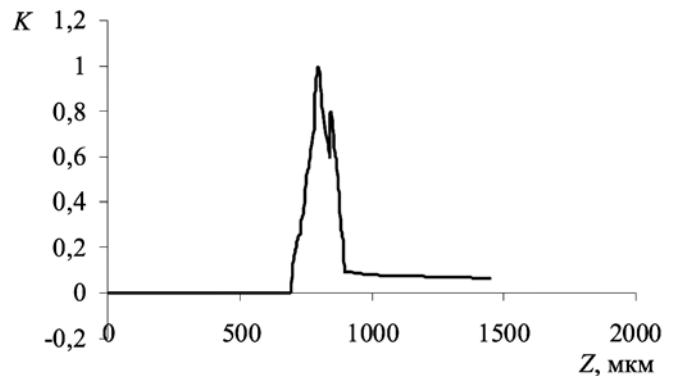


Рис. 3. Распределение коэффициента отражения K по глубине Z кожного покрова при наличии инородного тела – металлической стружки ($Z = 845$ мкм)

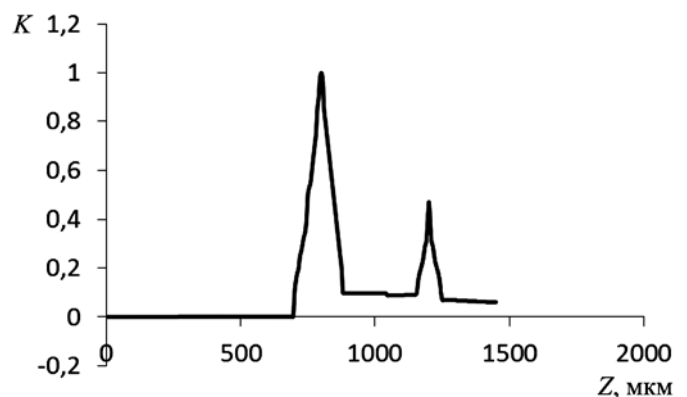


Рис. 4. Распределение коэффициента отражения K по глубине Z кожного покрова при наличии инородного тела – металлической стружки ($Z = 1200$ мкм)

Заключение

В представленной работе разработана ОЭКС, приведены схема и параметры системы. Подробно рассмотрена работа схемы ОЭКС, и приведен пакет программ *Golden Soft Wear* для графической визуализации результатов измерений. Показана возможность использования ОЭКС для определения инородных тел в ПСКП на разной глубине. Полученные томограммы позволяют контролировать динамику реакции ПСКП на действие внешних агентов.

В зарубежной литературе [6] показан принцип работы и приведены технические характеристики оптического прибора, работающего с диффузно отражающими объектами. Однако этот прибор уступает по своим характеристикам разработанному. Например:

- погрешность измерений $\sigma_z = (0,06...0,15) l_c$ – для $\theta = 0^\circ$;
- диапазон измерений рельефа поверхности – $0...1$ мм;
- среднее расстояние от оптической головки до объекта – 50 мм.

Зарубежный аналог использует светодиод с длиной когерентности $l_c = 100$ мкм и может проводить измерения строго по нормали к поверхности.

Представленная в данной статье ОЭКС может проводить измерения при различных углах зондирующего излучения, а также превосходит зарубежную по своим техническим характеристикам.

Список литературы:

1. Майоров Е.Е., Прокопенко В.Т. Интерферометрия диффузно отражающих объектов. – СПб.: Изд-во НИУ ИТМО, 2014. С. 193.
2. Франсон М. Оптика спеклов / Пер. с франц., под ред. проф. Ю.И. Островского. – М.: Мир, 1980. С. 171.
3. Майоров Е.Е. Метод устранения влияния декорреляции спекл-полей на точность измерений и динамический диапазон интерференционного сигнала // Научное обозрение. 2013. № 9. С. 329-332.
4. Майоров Е.Е., Прокопенко В.Т. Исследование влияния спекл-структуры на формирование интерференционного сигнала и погрешность измерений // Научное приборостроение. 2013. Т. 23. № 2. С. 38-46.
5. Майоров Е.Е., Машек А.Ч., Прокопенко В.Т., Чистякова Н.Я. Исследование метрологических характеристик измерительной оптико-механической головки // Известия высших учебных заведений. Приборостроение. 2012. Т. 55. № 7. С. 59-65.
6. Hausler G., Lindner M.W. Coherence radar and spectral radar – new tools for dermatological diagnosis // F. Biomed. Opt. 1998. Vol. 3. № 1. PP. 21-31.
7. Большаков О.П., Котов И.Р., Майоров Е.Е., Хопов В.В. Исследование оптического щупа с частично когерентным источником излучения // Научное приборостроение. 2003. Т. 13. № 2. С. 47-51.

Евгений Евгеньевич Майоров,
канд. техн. наук, доцент,
Санкт-Петербургский университет
управления и экономики,
Виктор Трофимович Прокопенко,
д-р техн. наук, профессор, зав. кафедрой,
Санкт-Петербургский национальный
исследовательский университет информационных
технологий, механики и оптики,
Светлана Вячеславна Удахина,
канд. эконом. наук, доцент,
Санкт-Петербургский университет
управления и экономики,
г. С.-Петербург,
Галина Александровна Цыганкова,
канд. физ.-мат. наук, преподаватель,
Военно-морской политехнический институт,
г. Пушкин,
Татьяна Анатольевна Черняк,
канд. эконом. наук, зав. кафедрой,
Санкт-Петербургский университет
управления и экономики,
г. С.-Петербург,
e-mail: majorov_ee@mail.ru

А.В. Колпаков, И.Н. Юдин, О.А. Зорина, И.Н. Спиридонов

Раннее обнаружение очагов воспаления в мягких тканях пародонта с помощью инфракрасной диафаноскопии

Аннотация

Статья посвящена исследованию возможности обнаружения очагов воспаления в мягких тканях пародонта методом инфракрасной диафаноскопии. В результате проведенных исследований показана возможность визуализации *in vivo* очагов воспаления в мягких тканях пародонта методом инфракрасной диафаноскопии.

Введение

По статистике Всемирной организации здравоохранения частота поражения пародонта воспалительными заболеваниями составляет от 80 до 95 % [1]. Поэтому диагностика и лечение воспалительных заболеваний пародонта являются одними из основных задач стоматологии.

Диагностика воспалительных заболеваний пародонта основана на оценке состояния тканей пародонтального комплекса по результатам визуального осмотра, определения глубины пародонтальных карманов, рентгенографии [2]-[7]. Воспалительный процесс в пародонте характеризуется увеличением кровенаполнения, васкуляризацией [8]-[10], инфильтрацией лимфоцитов и жидкости в мягких тканях пародонта (далее – МТП). При этом клинические симптомы, соответствующие воспалительному процессу в МТП: гиперемия, кровоточивость и отечность, как правило, не проявляются в первые 2-3 недели от начала воспалительного процесса [5], [7], [11].

Инвазивный и субъективный характер существующих методов диагностики воспалительных заболеваний пародонта [1]-[6], отсутствие методов диагностики, позволяющих оценить состояние МТП при доклинических проявлениях воспалительного процесса, создают предпосылки для разработки методов неинвазивного автоматического обнаружения воспаленных участков в МТП и оценки состояния МТП.

И.Н. Спиридоновым [12], [13] и R.S. Jones [14] показана возможность визуализации в ближнем инфракрасном (далее – ИК) диапазоне длин волн мягких и твердых тканей ротовой

полости методом диафаноскопии (далее – ИКД). Однако отсутствие экспериментальных данных, подтверждающих статистическую достоверность различий между интактными и воспаленными МТП на ранней стадии воспалительного процесса, сдерживает применение метода ИКД в диагностической практике.

Настоящая статья посвящена исследованию возможности применения метода ИКД для обнаружения очагов воспаления в МТП на ранней стадии. В ходе проведенного исследования:

- выполнена клиническая оценка состояния МТП при развитии воспалительного процесса;
- зарегистрирована выборка изображений интактных и воспаленных МТП в видимом диапазоне длин волн, соответствующем спектральной чувствительности зрительного анализатора, и в ИК-диапазоне длин волн (800..1050 нм), и сформулированы выводы о возможности обнаружения очагов воспаления на изображениях МТП.

Материалы и методы исследования

В исследовании приняли участие 10 практически здоровых лиц, не предъявляющих никаких жалоб, и без видимых клинических проявлений воспалительных заболеваний пародонта. В ходе эксперимента было осуществлено моделирование развития воспалительного процесса в МТП. Участники исследования не выполняли гигиенических процедур в полости рта на протяжении семи суток с момента первой регистрации изображений.