

МЕТОД ВЫДЕЛЕНИЯ КРОВЕНОСНЫХ СОСУДОВ НА ТРЕХЦВЕТНЫХ ИЗОБРАЖЕНИЯХ БИОТКАНЕЙ

С. А. Лысенко

УДК 004.932;535.34

Белорусский государственный университет,
220030, Минск, просп. Независимости, 4, Беларусь; e-mail: lisenko@bsu.by

(Поступила 6 сентября 2016)

Разработана новая технология улучшения видимости кровеносных сосудов на изображениях тканей полых органов человека (пищеварительного тракта и дыхательной системы), использующая связь цветовых компонент изображения с рассеивающими свойствами ткани и содержанием в ней гемоглобина. Предложен статистический оператор преобразования трехцветного изображения ткани в параметрическую карту, объективно характеризующую концентрацию гемоглобина в ткани независимо от условий освещения и съемки. Приведен алгоритм получения параметров преобразования для съемочных систем с известными спектральными характеристиками. Синтезировано изображение многослойной многократно рассеивающей среды, моделирующей бронхиальную ткань, и на его основе оценена эффективность предложенного преобразования. Показано, что оно позволяет почти на два порядка повысить контраст сосудов и существенно улучшить четкость отображения их границ, практически полностью устранить влияние фона и неравномерной освещенности среды по сравнению с исходным изображением.

Ключевые слова: биологическая ткань, кровеносные сосуды, трехцветные изображения, многократное рассеяние, гемоглобиновый индекс, локальный диаметр сосуда, параметрические карты.

A new technology has been developed to improve the visibility of blood vessels on the images of biological tissues based on the relation between image color components, scattering properties of the tissue and hemoglobin content in it. A statistical operator was presented to convert a three-color image of tissue into the parametric map objectively characterizing the concentration of hemoglobin in the tissue regardless of the illumination and shooting conditions. An algorithm for obtaining the conversion parameters for imaging systems with known spectral characteristics was presented. An image of a multilayer multiple-scattering medium modeling bronchial tissue was synthesized, and the efficiency of the proposed conversion was evaluated on its basis. It was shown that the conversion makes it possible to increase the contrast of blood vessels by almost two orders and significantly improve the clarity of the display of their borders, to almost completely eliminate the influence of background and non-uniform illumination of the medium in comparison with the original image.

Keywords: biological tissue, blood vessels, three-colored images, multiple scattering, hemoglobin index, local vessel diameter, parametric maps.

Введение. Для дифференциальной диагностики новообразований в тканях пищеварительного тракта и дыхательной системы человека при их эндоскопическом обследовании большое значение имеет анализ структуры микрососудистого рисунка. Результаты клинических исследований показывают устойчивую связь между характеристиками сосудистой сети (формой, размером, извилистостью, плотностью, регулярностью сосудов) и гистологическим строением ткани [1—3]. Однако применение выявленных диагностических признаков в эндоскопии для автоматизированного обнаружения очагов поражения затрудняется из-за влияния на анализируемые изображения условий освеще-

METHOD FOR SEPARATION OF BLOOD VESSELS ON THE THREE-COLOR IMAGES OF BIOLOGICAL TISSUES

S. A. Lisenko (Belarusian State University, 4 Nezavisimosti Prosp., Minsk, 220030, Belarus; e-mail: lisenko@bsu.by)

ния и съемки, а также различия оптических свойств ткани. Часто эндоскопические изображения имеют низкий контраст и содержат артефакты.

Технология узкоспектральной визуализации NBI (narrow band imaging), разработанная компанией Olympus (Япония), предоставляет возможность улучшения видимости кровеносных сосудов слизистых оболочек за счет узкополосного освещения ткани в синем (415 нм) и зеленом (540 нм) спектральных участках [4, 5]. Изображения, получаемые при подсветке слизистой оболочки синим светом, дают информацию о ее поверхностном слое, тогда как изображения в зеленом свете позволяют исследовать более глубокие слои. Недостаток эндоскопии с технологией NBI — влияние сильного светорассеяния ткани в сине-зеленой области спектра на получаемые изображения, что приводит к размытию видимых границ сосудов и затрудняет определение их геометрических параметров. Кроме того, узкополосные светофильтры снижают освещенность ткани и увеличивают “зашумленность” эндоскопических изображений.

Альтернатива использованию светофильтров в съемочных системах — технология компьютерной обработки цветных эндоскопических изображений FICE (flexible spectral imaging color enhancement), разработанная компанией Fujifilm (Япония) [6]. FICE разлагает цветное изображение на узкие спектральные составляющие, по которым реконструируются более четкие и контрастные изображения. Цветовые компоненты изображений могут выбираться из диапазона 400—600 нм с интервалом 5 нм. В системах с технологией FICE ПЗС-матрицей захватывается весь спектр освещающего ткань света, благодаря чему достигается высокое качество синтезированных изображений. Тем не менее данная технология, как и традиционная эндоскопия (в белом свете), подвержена искажающему влиянию оптических свойств осматриваемой ткани, что осложняет разработку и использование эндоскопических критериев диагностики и классификации заболеваний. Широкому распространению технологии FICE препятствует также высокая стоимость необходимых для ее реализации эндоскопических систем.

В работах [7—10] принципы многоспектрального разложения цветных изображений сочетаются с моделированием процесса переноса света в среде. На основе репрезентативной выборки спектров диффузного отражения и RGB-снимков человеческой кожи построены операторы преобразования цветного изображения кожи в многоспектральные. Анализ многоспектральных изображений в рамках модели переноса света в среде позволяет реконструировать двумерные распределения концентрации гемоглобина в коже, на которых сосуды хорошо контрастируют с окружающей их тканью. Детальная изученность оптических свойств кожи [11] существенно упрощает моделирование процесса распространения в ней излучения и способствует повышению эффективности отмеченных методов. К сожалению, надежные экспериментальные данные по оптическим характеристикам опухолей пищеварительного тракта и легких в настоящее время отсутствуют, а имеющиеся данные существенно различаются [12—17].

В работах [18—20] предложены методы восстановления параметрических карт слизистых оболочек человека по их мультиспектральным изображениям, использующие аппроксимационные формулы для характеристик переноса излучения в среде и регрессионные алгоритмы решения обратных задач. В качестве параметров визуализации выступают клинически важные показатели — объемная концентрация кровеносных сосудов, степень оксигенации крови, среднеобъемный диаметр сосудов и эффективный размер рассеивающих центров ткани. Однако такие диагностические возможности могут быть достигнуты только при использовании уникального и дорогостоящего оборудования, которое встречается в настоящее время лишь в крупных научных лабораториях.

Таким образом, как показывает анализ современных теоретических и экспериментальных методов эндоскопической диагностики рака, для повышения эффективности методов выявления новообразований в тканях пищеварительного тракта и легких по структуре их сосудистой сети необходимы новые оперативные алгоритмы выделения четкого и высококонтрастного изображения кровеносных сосудов в условиях сильного светорассеяния обследуемой ткани.

В настоящей работе предлагается принципиально новый метод улучшения видимости сосудистых структур на изображениях тканей полых органов человека (пищеварительного тракта и дыхательной системы), основанный на преобразовании цветовых компонент изображения в двумерное распределение так называемого гемоглобинового индекса, под которым понимается отношение концентрации гемоглобина в ткани к ее транспортному коэффициенту рассеяния на длине волны 632 нм. Описывается алгоритм получения параметров преобразования для съемочных систем с известными спектральными характеристиками источника и приемника излучения. Верификация метода прово-

дится на изображениях бронхиальной ткани, синтезированных путем моделирования транспорта фотонов в среде с учетом литературных данных по оптическим характеристикам ткани и крови.

Цифровая видеэндоскопия. Современные эндоскопические системы позволяют получать увеличенное видеоизображение тканей полых органов человека в формате телевидения высокой четкости [21, 22]. Структурная схема устройства для получения цифровых изображений тканей пищеварительного тракта и дыхательных путей человека приведена на рис. 1. В качестве источника излучения *I* используется лампа или белый светодиод. Оптические фильтры трех основных цветов (красный *R*, зеленый *G*, синий *B*), установленные на вращающемся механизме 4, последовательно вырезают из широкого спектра излучателя цветные составляющие, которые через систему линз 2, 3 вводятся в рабочий канал эндоскопа 6 и по оптическому волокну 5 направляются на ткань 7. Отраженный от ткани свет собирается микрообъективом 8 на ПЗС-матрице 9. Сигналы от светочувствительных элементов матрицы по цифровому кабелю 10 передаются на блок их обработки и визуализации 11.

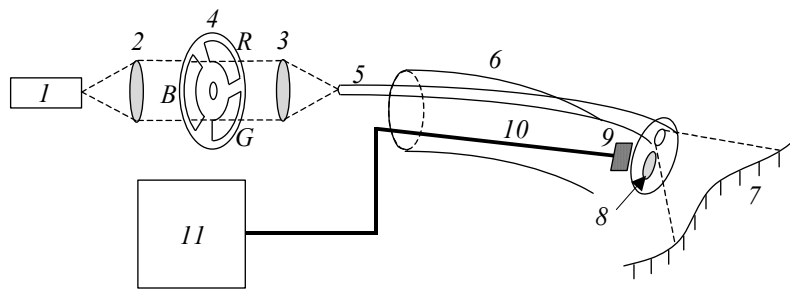


Рис. 1. Структурная схема устройства для получения цветных изображений тканей человека при эндоскопическом обследовании

Цветовые сигналы на выходе ПЗС-матрицы 9 определяются по выражению:

$$V_c(i, j) = G(\theta, x_i, y_j) \int_{\lambda_{\min}}^{\lambda_{\max}} P(\lambda) \tau(\lambda) S_c(\lambda) R(x_i, y_j, \lambda) d\lambda, \quad (1)$$

где $c = R, G, B$; (i, j) — целочисленные координаты пикселя, отображающего элемент ткани с координатами (x_i, y_j) ; $G(\theta, x_i, y_j)$ — геометрический фактор, зависящий от распределения освещенности по поверхности ткани и угла θ между нормалью к поверхности и оптической осью приемника; $P(\lambda)$ — мощность источника света; $\tau(\lambda)$ — пропускание оптической системы (светопроводящего волокна и объектива); $S_c(\lambda)$ — чувствительность приемника; $R(x_i, y_j, \lambda)$ — коэффициент диффузного отражения (КДО) ткани — отношение отраженного средой светового потока к падающему; λ_{\min} и λ_{\max} — границы спектрального диапазона, используемого съемочной системой.

Определение гемоглобинового индекса ткани. Поскольку гемоглобин является основным поглотителем видимого света в биотканях и локализован в сосудах, очевидно, что его двумерное распределение в ткани (усредненное по глубине) должно давать четкую и высококонтрастную картину ее кровеносной сети. Задача восстановления концентрации гемоглобина в ткани по ее трехцветным изображениям вполне успешно решается для здоровой кожи человека [7—10], чему способствует наличие надежных экспериментальных данных по характеристикам светорассеяния как цельной кожи, так и ее отдельных слоев [11]. Теоретический анализ информативности многоспектральных изображений слизистых оболочек человека показывает [19], что в отсутствие априорной информации о характеристиках их светорассеяния подлежат оценке должно отношение $C_{\text{Hb}}/\mu_s'(\lambda)$, где C_{Hb} и μ_s' — концентрация гемоглобина в ткани (г/л) и ее транспортный коэффициент рассеяния (мм^{-1}) в представлении ткани однородной полубесконечной средой; λ — произвольная длина волны из диапазона, используемого съемочной системой. Зададим $\lambda = 632$ нм и определим соответствующее отношение как гемоглобиновый индекс ткани HbI .

Можно выделить два подхода к восстановлению распределения $\text{HbI}(x_i, y_j)$ из цветных компонент изображения ткани. Первый часто используется для восстановления параметрических карт кожи [7—9] и включает в себя следующие этапы: предварительную параметризацию спектра диффузного отражения ткани $R(\lambda)$ на основе репрезентативного набора экспериментальных или расчетных данных; определение свободных параметров спектра $R(\lambda)$ из цветных сигналов изображения ткани и

реконструкцию всего спектра $R(\lambda)$; подбор HbI и других параметров модели переноса излучения в ткани под реконструированный спектр $R(\lambda)$. Большое количество точек в спектре $R(\lambda)$ по сравнению с исходными данными создает эффект переопределения обратной задачи (превышения количества уравнений над количеством неизвестных модельных параметров) и делает возможным применение достаточно эффективных алгоритмов решения таких задач. При этом, разумеется, информационное содержание реконструированного спектра $R(\lambda)$ не превышает соответствующее содержание исходных сигналов. Кроме того, параметризация $R(\lambda)$ вносит дополнительные погрешности в алгоритм восстановления модельных параметров, а необходимость моделирования процесса переноса излучения в ткани исключает возможность обработки изображений в оперативном режиме.

Второй подход к решению рассматриваемой задачи состоит в использовании множественной регрессии между HbI и цветовыми компонентами изображения ткани [10, 18]. Формула регрессии выводится на основе ансамбля случайных реализаций сигналов (1), рассчитанных в рамках модели переноса излучения в среде. Соответствующий алгоритм обработки изображений оперативен, удобен в использовании и прост в реализации, поэтому именно ему отдано предпочтение в настоящей работе. Разумеется, количество параметров среды, моделирующей биологическую ткань, как правило, превышает количество детектируемых цветовых сигналов. Однако нас интересует в первую очередь комбинация модельных параметров в виде индекса HbI, который фактически характеризует отношение поглощательной и рассеивающей способностей среды. Известно, что КДО оптически плотной многократно рассеивающей среды в значительной степени определяется именно этим отношением [23], что позволяет предполагать существование устойчивой связи между HbI и сигналами (1).

С целью устранения влияния абсолютных спектральных характеристик съёмочной системы и геометрических параметров кадра на качество восстановления распределения $\text{HbI}(x_i, y_j)$ используем отношения RGB-сигналов: $\rho_1 = V_B/V_G$ и $\rho_2 = V_G/V_R$. Регрессионное соотношение между HbI и $\rho_{1,2}$ представим в виде полинома третьего порядка, хорошо аппроксимирующего сложные физические зависимости, не поддающиеся аналитическому описанию [10, 18, 19]:

$$\ln(\text{HbI}) = \sum_{k=0}^3 \sum_{m=0}^3 a_{km} (\rho_1)^k (\rho_2)^m, \quad (2)$$

где $k + m \leq 3$; a_{km} — параметры регрессии, получаемые на основе расчета сигналов $\rho_{1,2}$ для репрезентативного набора случайных реализаций параметров среды, моделирующей биологическую ткань. Ниже описывается оптическая модель ткани, позволяющая в полуаналитическом виде рассчитывать сигналы (1) и достаточно экспрессно получать параметры регрессии (2) для съёмочных систем с известными спектральными характеристиками.

Оптическая модель ткани. Известно большое количество оптических моделей биоткани, различающихся степенью детализации ее анатомического строения и методом решения уравнения переноса излучения. Сложные многопараметрические модели, как правило, используются для решения задач дозиметрии лазерного излучения и оценок температурного режима в ткани при лазерной терапии [24—26]. Однако для решения обратных задач оптики биотканей (задач диагностики) необходимо, чтобы количество параметров модели исследуемой ткани не превышало количества независимых единиц измерения, даваемых диагностическим прибором. В нашем случае таких единиц всего две — независимые отношения цветовых компонент изображения ткани в RGB-каналах ρ_1 и ρ_2 , поэтому оптическая модель ткани должна быть достаточно простой и малопараметрической, но в то же время адекватно воспроизводить спектральные особенности КДО ткани. В видимой области спектра эти особенности обусловлены главным образом поглощением света гемоглобином, который может быть в двух формах — окисленной (HbO_2) и восстановленной (Hb), и континуальным рассеянием света соединительной тканью и кровью. Исходя из этого для получения параметров регрессии (2) используется следующая оптическая модель ткани.

Ткань представляется однородной, полубесконечной средой, характеризующейся показателем преломления η , коэффициентом поглощения μ_a , коэффициентом рассеяния μ_s и параметром анизотропии индикатрисы рассеяния g . Для параметров η и g используются фиксированные значения, типичные для большинства биотканей [17]: $\eta = 1.37$, $g = 0.9$. Коэффициенты взаимодействий света с веществом среды рассчитываются в зависимости от λ по следующим формулам [13, 14, 17]:

$$\mu_s'(\lambda) = \mu_s'(\lambda_0) [\lambda_0/\lambda]^v, \quad (3)$$

$$\mu_a(\lambda) = (C_{\text{Hb}}/M_{\text{Hb}}) [S\varepsilon_{\text{HbO}_2}(\lambda) + (1 - S)\varepsilon_{\text{Hb}}(\lambda)], \quad (4)$$

где $\mu_s' = \mu_s(1 - g)$ — транспортный коэффициент рассеяния среды; $\lambda_0 = 632$ нм; ν — параметр, задающий спектральную зависимость μ_s' ; ϵ_{HbO_2} и ϵ_{Hb} — молярные коэффициенты поглощения окисленного и восстановленного гемоглобина ($\text{мм}^{-1}/(\text{моль}/\text{л})$); $M_{\text{Hb}} = 64500$ г/моль — молярная масса Hb; C_{Hb} — концентрация общего гемоглобина в среде (г/л), S — степень оксигенации гемоглобина.

КДО среды при заданных оптических параметрах (η , μ_a , μ_s' и g) рассчитывается на основе аппроксимационного аналога метода Монте-Карло [18]:

$$\ln R = a + \sum_{n=1}^3 \left(b_n [\ln(\mu_a z_0)]^n + c_n [\ln(\mu_s' z_0)]^n + d_n \left[\ln \frac{\mu_s' z_0}{1-g} \right]^n + f_n [\ln(\eta)]^n \right), \quad (5)$$

где $z_0 = [3\mu_a(\mu_a + \mu_s')]^{1/2}$ — диффузионная глубина проникновения света в среду; a , b_n , c_n , d_n и f_n — заданные константы. Формула (5) эффективно работает в широких диапазонах вариаций оптических параметров среды ($\eta = 1.35\text{—}1.45$, $\mu_a = 0.005\text{—}7.0$ мм^{-1} , $\mu_s'/(\mu_a + \mu_s') = 0.10\text{—}0.99$, $g = 0.50\text{—}0.95$), обеспечивая погрешность расчета КДО $\sim 1\%$ в сравнении с методом Монте-Карло [27].

Установление параметров регрессии. Выражения (3)—(5) позволяют в явном виде рассчитать спектр диффузного отражения ткани и моделировать RGB-сигналы (1) для любой съемочной системы с известными спектральными характеристиками. Рассмотрим в качестве примера систему на основе ксенонового источника света MAX-302 (Asahi Spectra USA Inc., США, Япония) [28] и цветной ПЗС-матрицы ICX285AQ (Sony, Япония) [29]. Относительные спектральные зависимости мощности источника излучения $P(\lambda)$ и чувствительности матрицы в RGB-каналах $S_c(\lambda)$ приведены на рис. 2. Функцию пропускания приемопередающей оптики $\tau(\lambda)$ для простоты полагаем равной единице.

“Обучающий” набор данных, необходимый для получения регрессионного соотношения (2), сформирован путем случайных вариаций модельных параметров в заданных диапазонах и расчета соответствующих им цветовых сигналов $\rho_{1,2}$ по формулам (1), (3)—(5) с учетом аппаратных функций, представленных на рис. 2. Анализ данных по оптическим параметрам биотканей [11—17] позволяет рекомендовать следующие диапазоны вариаций модельных параметров: $\mu_s'(\lambda_0) = 0.5\text{—}5.0$ мм^{-1} , $\nu = 0\text{—}3.0$, $C_{\text{Hb}} = 0.25\text{—}25$ г/л, $S = 0\text{—}1.0$. Из рассмотрения исключаются реализации модельных параметров, для которых КДО среды на какой-либо длине волны из видимого диапазона принимает значение, не свойственное биотканям: $R < 0.01$ или $R > 0.80$.

Ансамбль относительных цветовых сигналов и соответствующих им значений гемоглобинового индекса модельной среды представлен на рис. 3 в виде точек в трехмерной системе координат. Видно, что точки рассеяны вблизи некоторой поверхности, уравнение которой задает функциональную связь между HbI и цветовыми сигналами. Эта связь хорошо аппроксимируется полиномиальной функцией (2), обеспечивающей среднюю погрешность вычисления HbI $\sim 3\%$. Параметры функции (2) получены методом наименьших квадратов: $a_{00} = 7.3365$, $a_{10} = -30.8227$, $a_{20} = 64.3595$, $a_{30} = -29.3037$, $a_{01} = 12.7669$, $a_{02} = 16.9036$, $a_{03} = -31.0124$, $a_{11} = -77.7586$, $a_{21} = 23.3959$, $a_{12} = 40.4646$. При других спектральных характеристиках съемочной системы эти параметры определяются аналогичным образом.

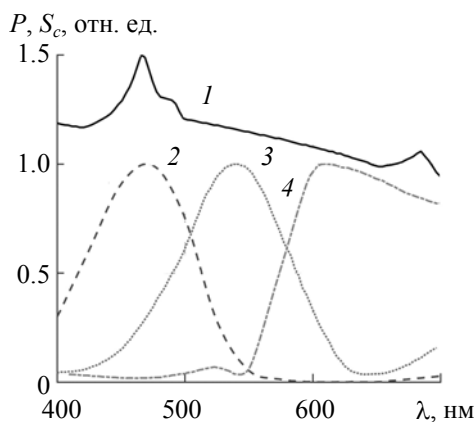


Рис. 2. Спектральные характеристики рассматриваемой съемочной системы: мощность источника излучения (1); чувствительности ПЗС-матрицы в синем (2), зеленом (3) и красном каналах (4)

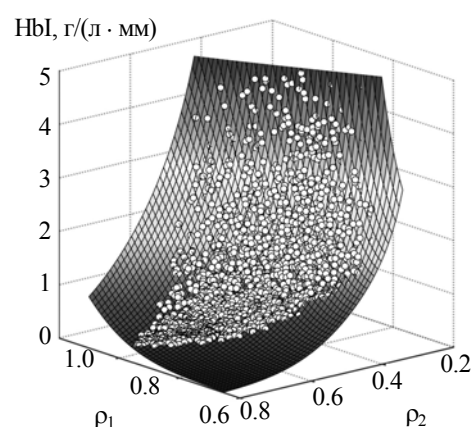


Рис. 3. Соотношение между гемоглобиновым индексом ткани и цветовыми компонентами ее изображения: точки — смоделированные данные, поверхность — аппроксимация

Верификация метода. Анализ эффективности использования гемоглибинового индекса ткани для отображения ее кровеносной сети выполнен на основе синтезированных изображений многослойной многократно рассеивающей среды, имитирующей бронхиальную ткань. В гистологическом строении этой ткани выделяют следующие слои [30]: тонкий эпителий, выстилающий внутреннюю поверхность бронхов; слизистая оболочка, включающая в себя собственный слой и мышечную пластинку; подслизистая основа, состоящая из рыхлой соединительной ткани и слизисто-белковых желез; фиброзно-хрящевая оболочка, построенная из пластинок гиалинового хряща, соединенных плотной фиброзной тканью.

Оптические свойства бронхиальной ткани в спектральном диапазоне 400—700 нм исследованы в [12] на основе измерений диффузного отражения и пропускания, а также коллимированного пропускания образцов ткани *in vitro* с помощью интегрирующих сфер. Получены коэффициенты поглощения, коэффициенты рассеяния и факторы анизотропии индикатрис рассеяния трех слоев ткани: эпителия, объединенного слоя из слизистой оболочки и подслизистой основы, фиброзно-хрящевой оболочки. В соответствии с этими данными модельная среда также представлена указанными слоями толщиной 46 мкм, 680 мкм и 2 мм соответственно [31]. Кровеносные сосуды моделируются бесконечными цилиндрами, расположенными в среднем слое среды на глубине 750 мкм параллельно ее поверхности. Коэффициент рассеяния и фактор анизотропии индикатрисы рассеяния крови соответствуют экспериментальным данным [32], полученным для образца крови с гематокритом $H = 0.421$ и концентрацией гемоглобина $C_{Hb} = 129$ г/л. Коэффициент поглощения крови рассчитывается по формуле (4) при степени оксигенации гемоглобина $S = 0.98$ (артериальная кровь). Итоговые оптические характеристики слоев моделируемой среды и крови представлены на рис. 4.

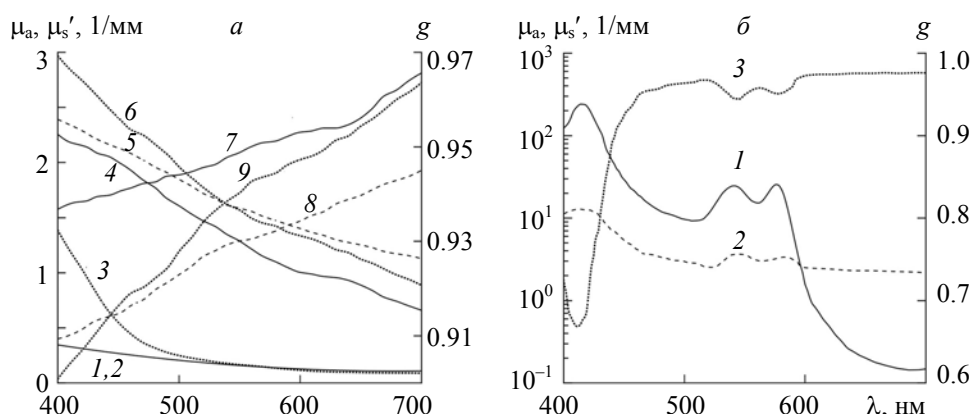


Рис. 4. Спектральные зависимости оптических параметров среды, имитирующей бронхиальную ткань: *a* — параметры μ_a (1—3), μ_s' (4—6) и g (7—9) обескровленной ткани эпителия (1, 4, 7), слизистой оболочки с подстилающей основой (2, 5, 8) и фиброзно-хрящевой оболочки (3, 6, 9); *б* — параметры μ_a (1), μ_s' (2) и g (3) крови

Показатель преломления 1.37 для всех слоев среды и стенок кровеносных сосудов полагается одинаковым. Показатель преломления крови (η_{bl}) рассчитывается как среднеобъемная сумма соответствующих показателей эритроцитов (η_e) и плазмы (η_{pl}): $\eta_{bl} = H\eta_e + (1 - H)\eta_{pl}$. Зависимости η_e и η_{pl} от λ (нм) описываются эмпирическими выражениями [33, 34]:

$$\eta_e(\lambda) = \eta_{H_2O}(\lambda)[1 + f_{Hb}\alpha(\lambda)],$$

$$\eta_{pl}(\lambda) = 1.3254 + 8.4052 \cdot 10^3/\lambda^2 - 3.9572 \cdot 10^8/\lambda^4 - 2.3617 \cdot 10^{13}/\lambda^6,$$

где η_{H_2O} — показатель преломления воды; $f_{Hb} = C_{Hb}/H$ — концентрация гемоглобина в эритроците; α — спектрально зависящий коэффициент [33].

Характеристики переноса излучения в среде рассчитываются методом Монте-Карло, основанным на последовательном отслеживании большого количества траекторий фотонов в среде до их выхода из среды или уменьшения их “мощности” до пренебрежимого уровня [27]. Начальные координаты фотонов генерируются случайным образом в пределах заданных размеров освещаемой площад-

ки на поверхности среды $1.5 \times 1.5 \text{ мм}^2$. Распределение фотонов по длине волны $n_c(\lambda)$ определяется спектральными характеристиками съемочной системы:

$$n_c(\lambda) = P(\lambda)S_c(\lambda) \int_{\lambda_{\min}}^{\lambda_{\max}} P(\lambda)S_c(\lambda)d\lambda.$$

Световые потоки в среде и на ее поверхности вычислены для рассмотренных выше аппаратурных функций $P(\lambda)$ и $S_c(\lambda)$ на основе моделирования $2 \cdot 10^9$ траекторий фотонов. Результаты вычислений с шагом дискретизации по пространственным координатам 5 мкм приведены на рис. 5. Несмотря на существенное поглощение света в кровеносных сосудах, их влияние на результирующее световое поле в значительной мере затушевывается многократным рассеянием света в среде. На синтезированном изображении среды сосуды сильно размыты и плохо контрастируют с окружающей их тканью. В данном случае сосуды расположены в ткани на сравнительно небольшой глубине, поэтому наилучший контраст они имеют в синем канале изображения, но и в нем сосуды не сильно выделяются на окружающем их фоне: яркости самых темных пикселей в изображениях сосудов диаметром 50, 75 и 100 мкм отличаются от яркости самого светлого пикселя в изображении обескровленной ткани всего в 1.35, 1.66 и 1.86 раза соответственно. При неравномерной освещенности ткани, всегда имеющей место на практике, эти отличия могут быть еще меньше. Очевидно, что в таких условиях измерений практически невозможно использовать пороговые методы сегментации сосудов и оценивать геометрические характеристики кровеносной сети.

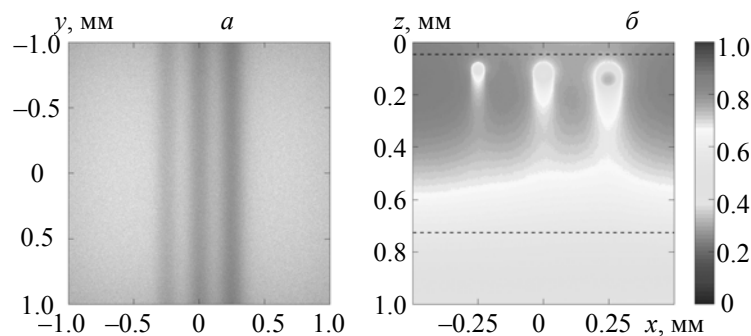


Рис. 5. Синтезированное изображение поверхности среды, имитирующей бронхиальную ткань (а), и относительное распределение плотности излучения в среде, соответствующее зеленому каналу изображения (б); пунктир — границы раздела слоев среды; диаметры сосудов 50, 75 и 100 мкм (слева направо)

Рассмотрим, как изменится видимость сосудов при их отображении в гемоглобиновом индексе. Учитывая симметрию исходного изображения ткани, определяем его контраст как $K_B(i) = (V_{B,\max} - V_B(i))/V_B(i)$, где i — целочисленная координата пикселя в направлении, перпендикулярном сосудам; $V_B(i)$ — средняя яркость пикселей с координатой i в синем канале изображения; $V_{B,\max}$ — максимальная яркость пикселей в синем канале. После преобразования изображения по формуле регрессии (2) сосуды приобретут светлые цвета на фоне темной окружающей ткани, поэтому контраст преобразованного изображения: $K_{\text{HbI}}(i) = (\text{HbI}(i) - \text{HbI}_{\min})/\text{HbI}_{\min}$, где HbI_{\min} — минимальный гемоглобиновый индекс вдоль оси, перпендикулярной сосудам. Контрасты исходного и преобразованного изображений сопоставлены на рис. 6. Видно, что на исходном изображении сосуды плохо контрастируют с фоном ($K_B < 1$) и наблюдается краевой эффект, связанный с падением величины отраженного сигнала на краях освещаемой области. После преобразования изображения контраст сосудов возрастает почти на два порядка и практически полностью подавляется влияние фона. При этом также повышается четкость краев сосудов и расширяется динамический диапазон значений пикселей. Все это очевидным образом способствует улучшению качества изображения сосудистых структур и оцениванию их клинически важных геометрических параметров.

Карты двумерных распределений HbI могут способствовать решению еще одной важной диагностической задачи — определению диаметров сосудов. Поскольку гемоглобин локализован в сосудах, то HbI прямо пропорционален их объемному содержанию в ткани, а значит, и квадрату их диаметра, что указывает на возможность получения компьютерных изображений кровеносной сети с диамет-

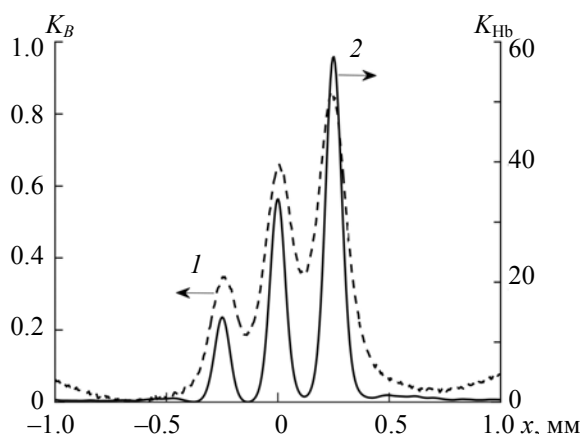


Рис. 6. Пространственные профили контрастов исходного (1) и обработанного (2) изображений среды, имитирующей бронхиальную ткань

ром сосудов в качестве параметра визуализации. Рассмотренный выше пример для среды, моделирующей бронхиальную ткань, подтверждает это предположение: при соотношении между квадратами диаметров сосудов 1.0/2.25/4.0, максимальные для них значения HbI соотносятся как 1.0/2.3/3.9 ($HbI = 0.505, 1.163$ и 1.954 г/(л·мм) для сосудов диаметрами 50, 75 и 100 мкм соответственно).

Заключение. Представленный подход к улучшению качества изображения кровеносных сосудов учитывает физические особенности взаимодействия света с биотканью и их влияние на формирование цветовой структуры изображения, что выгодно отличает его от других методов, основанных на формальной математической обработке изображений (например, с помощью вейвлетов и фильтров различного рода). Предложенная оптическая модель ткани позволяет в полуаналитическом виде рассчитывать отраженные тканью сигналы в цветовых каналах любой съемочной системы и оперативно получать “обучающие” данные для аппроксимации связи цветовых компонент изображения ткани с ее гемоглобиновым индексом.

Результаты обработки синтезированных изображений бронхиальной ткани демонстрируют высокую эффективность использования гемоглобинового индекса для отображения кровеносных сосудов: почти на два порядка повышается контраст, существенно улучшается четкость краев сосудов, практически полностью подавляется влияние фона и неравномерной освещенности ткани по сравнению с обычными изображениями в белом свете. Оперативная реконструкция изображений ткани в гемоглобиновом индексе, не зависящем от условий освещения и съемки, открывает возможность для разработки и использования объективных пороговых критериев выявления участков для прицельной биопсии при эндоскопическом обследовании.

Достаточно перспективной представляется еще одна возможность предложенной технологии — получение карт распределения локального диаметра сосудов. Анализ связи диаметров сосудов с их изображениями в гемоглобиновом индексе для среды, моделирующей бронхиальную ткань, подтверждает такую возможность. Однако вопросы калибровочных измерений, а также влияния рассеивающих свойств ткани и глубины залегания сосудов на точность определения их диаметров являются далеко не тривиальными и требуют дальнейших исследований.

- [1] K. Yao, T. Oishi, T. Matsui, T. Yao, A. Iwashita. *Gastrointest. Endosc.*, **56**, N 2 (2002) 279—284
- [2] Y. Ezoe, M. Muto, N. Uedo, H. Doyama, K. Yao, I. Oda, K. Kaneko, Y. Kawahara, C. Yokoi, Y. Sugiura, H. Ishikawa, Y. Takeuchi, Y. Kaneko, Y. Saito. *Gastroenterology*, **141**, N 6 (2011) 2017—2025
- [3] О. А. Бунцева, З. В. Галкова, Р. В. Плахов, К. Ю. Эрендженова, Е. Д. Федоров, В. В. Мизгулин, Р. М. Кадушников. *ЭиКГ*, **110**, № 10 (2014) 88—96
- [4] K. Kuznetsov, R. Lambert, J. F. Rey. *Endoscopy*, **38**, N 1 (2006) 76—81
- [5] S. Tanaka, Y. Sano. *Dig. Endosc.*, **23**, Suppl. 1 (2011) 131—139
- [6] H. Osawa, H. Yamamoto. *Dig. Endosc.*, **26**, Suppl. 1 (2014) 105—115

- [7] **S. V. Patwardhan**. Reflectance Imaging and Analysis for Evaluating Tissue Pigmentation, patent US 2011/0206254 A1
- [8] **I. Nishidate, T. Maeda, K. Niizeki, Y. Aizu**. *Sensors*, **13**, N 6 (2013) 7902—7915
- [9] **R. Jolivot, Y. Benezeth, F. Marzani**. *Int. J. Biomed. Imag.*, **2013** (2013) ID 978289 (15 p.)
- [10] **С. А. Лысенко, М. М. Кугейко**. *Измерит. техн.*, № 6 (2013) 67—72 [**S. A. Lisenko, M. M. Kugeiko**. *Measur. Tech.*, **56**, N 6 (2013) 721—729]
- [11] **A. N. Bashkatov, E. A. Genina, V. V. Tuchin**. *J. Innovative Opt. Health Sci.*, **4**, N 1 (2011) 9—38
- [12] **J. Qu, C. MacAulay, S. Lam, B. Palcic**. *Appl. Opt.*, **33**, N 31 (1994) 7397—7405
- [13] **G. Zonios, L. T. Perelman, V. Backman, R. Manoharan, M. Fitzmaurice, J. Van Dam, M. S. Feld**. *Appl. Opt.*, **38**, N 31 (1999) 6628—6637
- [14] **P. R. Bargo, S. A. Prahl, T. T. Goodell, R. A. Sleven, G. Koval, G. Blair, S. L. Jacques**. *J. Biomed. Opt.*, **10**, N 3 (2005) 034018-1—034018-15
- [15] **H. J. Wei, D. Xing, J. J. Lu, H. M. Gu, G. Y. Wu, Y. Jin**. *World J. Gastroenterol.*, **11**, N 16 (2005) 2413—2419
- [16] **J. W. Spliethoff, D. J. Evers, H. M. Klomp, J. W. van Sandick, M. W. Wouters, R. Nachabe, G. W. Lucassen, B. H. W. Hendriks, J. Wesseling, T. J. M. Ruers**. *Lung Cancer*, **80**, N 2 (2013) 165—171
- [17] **S. L. Jacques**. *Phys. Med. Biol.*, **58**, N 11 (2013) R37—R61
- [18] **С. А. Лысенко, М. М. Кугейко**. *Измерит. техн.*, N 11 (2013) 68—73 [**S. A. Lysenko, M. M. Kugeiko**. *Measur. Tech.*, **56**, N 11 (2014) 1302—1310]
- [19] **С. А. Лысенко**. *Квант. электрон.*, **43**, N 8 (2013) 777—784 [**S. A. Lisenko**. *Quantum Electron.*, **43**, N 8 (2013) 777—784]
- [20] **Y. Fawzy, S. Lam, H. Zeng**. *Biomed. Opt. Express*, **6**, N 8 (2015) 2980—2990
- [21] *Principles and Practice of Interventional Pulmonology*, Eds. A. Ernst, F. J. F. Herth, New York, Springer Science+Business Media (2013) 15—25
- [22] **W. Y. Cho, J. Y. Jang, D. H. Lee**. *Clin. Endosc.*, **44**, N 2 (2011) 65—75
- [23] **Э. П. Зеге, А. П. Иванов, И. Л. Кацев**. *Перенос изображения в рассеивающей среде*, Минск, Наука и техника (1985)
- [24] **I. V. Meglinski, S. J. Matcher**. *Physiol. Measur.*, **23**, N 4 (2002) 741—53
- [25] **Y. Wang, Y. Gu, Z. Zuo, N. Huang**. *J. Biomed. Opt.*, **16**, N 9 (2011) 098001-1—098001-8
- [26] **M. Milanic, B. Majaron**. *J. Biomed. Opt.*, **16**, N 12 (2011) 128002-1—128002-12
- [27] **T. J. Pfefer, J. K. Barton, E. K. Chan, M. G. Ducros, B. S. Sorg, T. E. Milner, J. S. Nelson, A. J. Welch**. *EEE J. Selected Topics in Quantum Electron.*, **2**, N 4 (1996) 934—942
- [28] http://www.gmp.ch/htmlarea/pdf/asahi_pdf/max302.pdf
- [29] <http://www.unibrain.com/wp-content/uploads/2013/04/ICX285AQ.pdf>
- [30] <http://www.medical-enc.ru/m/2/bronhi-anatomiya-gistologiya.shtml>
- [31] **J. Qu, C. E. MacAulay, S. Lam, B. Palcic**. *Opt. Eng.*, **34**, N 11 (1995) 3334—3343
- [32] **M. Friebel, A. Roggan, G. Müller, M. Meinke**. *J. Biomed. Opt.*, **11**, N 3 (2006) 34021-1—34021-10
- [33] **M. Friebel, M. Meinke**. *Appl. Opt.*, **45**, N 12 (2006) 2838—2848
- [34] **А. Н. Башкатов, Д. М. Жестков, Э. А. Генина, В. В. Тучин**. *Опт. и спектр.*, **98**, N 4 (2005) 695—703