

# Сравнительный анализ методов количественного определения содержания воды в коже по данным спектроскопии диффузного отражения

Б.П.Якимов, Д.А.Давыдов, В.В.Фадеев, Г.С.Будылин, Е.А.Ширшин

*Проведен анализ предикативных свойств методов, оценивающих содержание воды в коже по спектральным характеристикам диффузного отражения вблизи линии поглощения молекул воды в ближнем ИК диапазоне спектра. На основе данных численного моделирования, экспериментальных данных диффузного отражения от фантомов кожи человека и данных из открытой базы спектров отражения кожи человека рассмотрен вопрос о том, можно ли с использованием различных локальных максимумов поглощения воды получить дополнительную информацию о распределении концентрации воды в коже. Исследовано влияние изменений коэффициента рассеяния и концентрации оксигемоглобина на оценки содержания воды.*

**Ключевые слова:** диффузное отражение, линия поглощения молекул воды, ближний ИК диапазон, содержание воды в коже.

## 1. Введение

Вода как основной компонент человеческого тела принимает участие в многочисленных биохимических и биофизических процессах в коже человека. Степень увлажненности верхних слоев кожи – рогового слоя и живого эпидермиса – напрямую связана с процессами старения [1] и чувствительностью кожи [2], а содержание воды в дерме коррелирует с механической эластичностью кожи [3]. Более того, изменение концентрации воды в тканях также может быть сопутствующим симптомом для ряда серьезных заболеваний: хронической сердечной недостаточности или нарушения работы почек [4]. Таким образом, определение содержания воды в различных слоях кожи необходимо не только для нужд дерматологии, но и для комплексной диагностики функционального состояния пациента.

В настоящее время невозможно указать наилучший метод, позволяющий определять содержание воды в различных слоях кожи, и, несмотря на существование ряда «неоптических» методов [5], по-прежнему востребованным остается измерение содержания воды в коже с помощью оптических методик из-за их малой инвазивности, малых времени получения сигнала и погрешности измерений. Следует отметить также, что задача определения концентрации воды является актуальной не только для различных подслоев кожи. Так, например, в работах [6, 7] было показано, что содержание воды в опухолевых тканях зна-

чительно превышает содержание воды в здоровых тканях ротовой полости. Такое различие может быть использовано для высокочувствительного определения границ опухолевых тканей при интраоперационной диагностике, которое можно выполнить с помощью оптических методов. В частности, в работах [6, 7] использовался метод спектроскопии комбинационного рассеяния для определения концентрации воды (при измерениях на линии с частотой  $\nu \approx 3400 \text{ см}^{-1}$ ) в здоровых и патологических тканях.

Колебательные линии молекулы воды проявляются не только в спектрах комбинационного рассеяния, но и в спектрах поглощения тканей в ближнем ИК диапазоне. В настоящей работе для оценки содержания воды в коже применялся метод спектроскопии диффузного отражения (diffuse reflectance spectroscopy, DRS). Как известно, спектр диффузно отраженного излучения в ближнем ИК диапазоне содержит информацию о доле фотонов, поглощенных хромофорами, позволяя тем самым определять концентрации хромофоров в исследуемом объекте. Однако, поскольку задача оценки поглощения из спектров диффузного отражения в общем случае не имеет аналитического решения, концентрации хромофоров из данных DRS рассчитываются с использованием различных приближений [8]. В простейшем случае предполагается, что оптическая плотность образца определяется логарифмом коэффициента отражения, а концентрации хромофоров пропорциональны разности оптических плотностей на двух длинах волн:

$$OD(\lambda) = -\ln R(\lambda), \quad (1)$$

$$C \propto OD(\lambda_1) - OD(\lambda_2), \quad (2)$$

где  $R(\lambda)$  – коэффициент диффузного отражения на длине волны  $\lambda$ ;  $OD$  – оцениваемая оптическая плотность;  $C$  – концентрация хромофора. Длины волн  $\lambda_1$  и  $\lambda_2$  обычно выбираются так, чтобы  $\lambda_1$  приходилось на локальный мак-

**Б.П.Якимов, Д.А.Давыдов, В.В.Фадеев.** Московский государственный университет им. М.В.Ломоносова, физический факультет, Россия, 119991 Москва, Воробьевы горы

**Г.С.Будылин.** Национальный исследовательский университет «Высшая школа экономики», физический факультет, Россия, 101000 Москва, ул. Мясницкая, 20

**Е.А.Ширшин.** Московский государственный университет им. М.В.Ломоносова, физический факультет, Россия, 119991 Москва, Воробьевы горы; Институт спектроскопии РАН, Россия, 108840 Москва, Троицк, ул. Физическая, 5; e-mail: shirshin@lid.phys.msu.ru

Поступила в редакцию 27 ноября 2019 г.

симум поглощения хромофора, а  $\lambda_2$  – на его локальный минимум.

В большинстве работ для оценки содержания воды используются полосы поглощения воды с локальными максимумами на  $\lambda = 1450$  нм (коэффициент поглощения  $\mu_a \approx 30$  см<sup>-1</sup>) и 1920 нм ( $\mu_a \approx 150$  см<sup>-1</sup>). Эти линии, являющиеся обертонами колебаний ОН-связи, чувствительны к небольшим изменениям концентрации воды в верхних слоях кожи и дают возможность оценивать степень гидратации рогового слоя и живого эпидермиса. Например, в работах [9–11] полосы поглощения на  $\lambda = 1450$  и 1920 нм были использованы для визуализации увлажненности кожи. Локальные максимумы на  $\lambda = 1190$  и 1450 нм использовались для мониторинга дегидратации свиной кожи в процессе оптического просветления [12]. В работе [13] линия поглощения на  $\lambda = 1450$  нм была использована для сравнения методов DRS с биоимпедансными методами оценки увлажненности эпидермиса.

Сильное поглощение ( $\mu_a \approx 50$  см<sup>-1</sup>) в диапазоне 1400–2000 нм имеет свои недостатки, один из них – малая глубина проникновения света ( $\sim 100$  мкм) [14, 15], из-за чего основной вклад в спектр диффузного отражения вносят верхние слои кожи (в основном роговой слой и более глубокие слои эпидермиса). Хотя количественное определение степени гидратации этих слоев важно для дерматологии и косметологии, определение содержания воды в более глубоких слоях (дерме и подкожных тканях) также представляет интерес, например для оценки степени выраженности отекающего синдрома. Детектирование сигнала от более глубоких слоев кожи возможно с использованием менее интенсивной полосы поглощения воды с положением максимума на  $\lambda = 980$  нм ( $\mu_a \approx 0.5$  см<sup>-1</sup>) [16–18]. Однако до сих пор не был изучен вопрос о возможности использования нескольких линий поглощения для получения дополнительной информации о распределении концентрации воды в коже. Также отсутствует анализ влияния изменения концентрации других хромофоров на точность работы алгоритмов количественного определения воды.

В настоящей работе было проанализировано несколько простейших алгоритмов определения содержания воды в коже с использованием полос поглощения воды на  $\lambda = 980, 1190, 1450$  и 1920 нм для спектров диффузного отражения кожи человека из открытой базы данных Национального института стандартов и технологий (НИСТ, США), а также для модельных спектров диффузного отражения, рассчитанных методом Монте-Карло для однородной модели кожи человека. Были оценены погрешности расчета концентрации воды, вносимые рассеянием и вариацией концентрации гемоглобина, спектр поглощения которого перекрывается со спектром поглощения воды в диапазоне 800–1000 нм. Экспериментально с использованием оптических фантомов кожи человека была протестирована возможность определения содержания воды в коже по интенсивности полосы поглощения воды на  $\lambda = 980$  нм.

## 2. Материалы и методы

### 2.1. Тестирование алгоритмов

Для оценки точности различных способов расчета содержания воды в коже, была использована открытая база данных спектров отражения кожи (reference data set of

human skin reflectance, НИСТ, США). Эта база данных содержит 100 усредненных спектров диффузного отражения от кожи 100 добровольцев, измеренных в диапазоне 250–2500 нм в оптической конфигурации с использованием интегрирующей сферы. Коэффициент отражения в этом наборе представлен в процентах от интенсивности падающего света. Полное описание данных представлено в [19].

Отметим, что при анализе были обнаружены спектры с высоким содержанием меланина (большими значениями OD в диапазоне 600–700 нм). Эти данные (девять спектров) были исключены из рассмотрения при оценке погрешности различных способов расчета содержания воды в коже.

### 2.2. Численное моделирование

Для расчетов коэффициентов диффузного отражения кожи  $R$  было использовано моделирование распространения света в коже методом Монте-Карло (Monte Carlo modeling of light transport, MCML [20]). Для решения клинических задач по данным диффузного отражения кожи находят применение как модели с детальным представлением о структуре кожи [21], так и модели, не детализирующие структуру кожи [22]. В настоящей работе кожа моделировалась как однослойная полубесконечная среда с постоянными коэффициентами поглощения и рассеяния  $\mu_a$  и  $\mu_s$  соответственно, а также с фиксированным значением фактора анизотропии  $g$ , параметризующего фазовую функцию рассеяния Хенни–Гринштейна. Выбор однородной модели, с одной стороны, огрубляет результаты для конкретного объекта, а с другой стороны, позволяет отступить от обсуждения морфологических особенностей и получить общее качественное представление о более широком классе объектов вне зависимости от деталей их структуры. Такая модель также ближе к модели, применяющейся для описания кожи с помощью индексов содержания воды (water индекс)  $W$ .

Моделирование проводилось на сетке параметров  $\mu_a$  и  $\mu_s$ , коэффициент  $\mu_a$  выбирался в интервале 0.1–20 см<sup>-1</sup> (100 значений на логарифмической сетке), коэффициент рассеяния  $\mu_s$  варьировался в диапазоне 100–2000 см<sup>-1</sup> (также 100 значений на логарифмической сетке), фактор анизотропии  $g$  не менялся, и его значение было выбрано равным 0.9. Моделирование методом Монте-Карло проводилось с использованием модифицированной версии программы GPU-MCML [23], адаптированной для расчетов на узлах GPU-кластеров на суперкомпьютере «Ломоносов» [24].

### 2.3. Приготовление образцов

Свежие участки кожи свиного уха размером  $2 \times 2$  см использовались в качестве фантомов кожи человека. Данные участки кожи повторяют как морфологический, так и молекулярный состав кожи человека и, благодаря этому, имеют практически идентичные оптические свойства в используемом спектральном диапазоне [25, 26]. Такие фантомы, например, часто применяются для тестирования косметологических средств на барьерные свойства кожи человека, в том числе с помощью оптических методик [27]. Образцы хранились при температуре  $T = 4^\circ\text{C}$  для предотвращения естественного обезвоживания. Высушивание образцов проводилось при  $T = 30^\circ\text{C} - 40^\circ\text{C}$  и нор-

мальном давлении. При таких условиях высушивания изменения массы образцов, соответствующие изменениям концентрации воды на 5%, наблюдались за время  $\sim 20$  мин. Концентрация воды в образцах была рассчитана по формуле

$$C = \frac{m(t) - m_{\text{dry}}}{m(t)} 100\%, \quad (3)$$

где  $m(t)$  – масса образца в момент времени  $t$ ;  $m_{\text{dry}}$  – масса сухого образца, полученного после сушки в течение 40 ч.

## 2.4. Схема измерений спектров диффузного отражения

Для определения содержания воды в изготовленных фантомах применялась специально разработанная экспериментальная установка. В ней использовалась приемопередающая волоконная схема, в которую входили два волокна из обезвоженного кварца с диаметром 600 мкм и расстоянием между краями торцов 1 мм. В одно из волокон заводился свет галогеновой лампы (с непрерывным спектром излучения в диапазоне 400–2500 нм), другое волокно было присоединено ко входу спектрометра (Maya 2000Pro, Ocean Optics, США). Референсным отражателем служило зеркало с серебряным покрытием. Коэффициент диффузного отражения  $R$  был рассчитан по формуле

$$R = \frac{I - I_{\text{dark}}}{I_{\text{ref}} - I_{\text{dark}}}, \quad (4)$$

где  $I$  – интенсивность сигнала от образца, измеряемая спектрометром;  $I_{\text{ref}}$  – интенсивность сигнала от референсного отражателя;  $I_{\text{dark}}$  – интенсивность темнового шума спектрометра.

## 3. Результаты

В первую очередь нами были проанализированы взаимные корреляции между индексами содержания воды  $W$ , рассчитанными с использованием нескольких полос поглощения воды (на  $\lambda = 980, 1190, 1450$  и  $1920$  нм) и референсных точек (на  $\lambda = 850, 1100$  и  $1300$  нм). Расчет индексов содержания воды  $W$  проводился по формуле [9–12]

$$W(\lambda_1/\lambda_2) = \text{OD}(\lambda_1) - \text{OD}(\lambda_2), \quad (5)$$

где  $\lambda_1$  и  $\lambda_2$  – длины волн полосы поглощения и базовой линии соответственно. Такой способ расчета был использован в работах [9–12]. Также нами использовался алгоритм с вычитанием прямой из спектров поглощения по двум локальным минимумам на  $\lambda = 1280$  и  $1650$  нм, как это было сделано в работе [13]. Индексы содержания воды были рассчитаны для спектров из базы данных для отражения кожи человека НИСТ (США). Усредненный спектр из этой базы, а также схемы, поясняющие методы расчетов индексов содержания воды, представлены на рис.1,а.

Нами было получено, что индексы содержания воды, рассчитанные с использованием полос поглощения на  $\lambda = 980$  и  $1190$  нм ( $W(980/850)$  и  $W(1190/1100)$ ) слабо коррелируют с величинами  $W(1450/1100)$  и  $W(1920/1100)$ . В то же время  $W(1450/1100)$  и  $W(1920/1100)$ , а также индекс  $W(1450)$ , рассчитанный с линейной экстраполяцией базовой линии, имеют высокие ( $r > 0.9$ ) коэффициенты взаимной корреляции (рис.1,б–з).

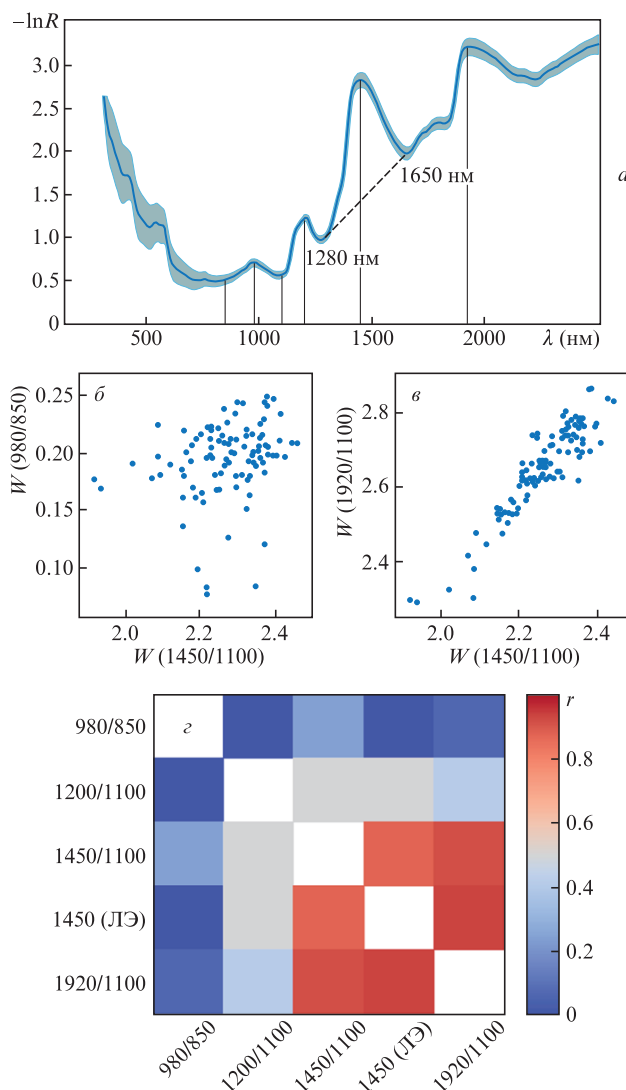


Рис.1. Усредненный спектр и стандартное отклонение оптической плотности, рассчитанное с использованием базы данных спектров отражения кожи человека НИСТ (вертикальные линии указывают длины волн, использованные для расчетов индексов содержания воды  $W$ , штриховая линия поясняет процедуру коррекции спектра с линейной экстраполяцией (ЛЭ) фона) (а), двумерные диаграммы рассеяния индексов  $W$ , рассчитанных по различным максимумам поглощения воды (каждая точка соответствует одному спектру отражения) (б, в) и карта модулей коэффициентов корреляций Пирсона  $r$  между значениями  $W$ , рассчитанными по различным полосам поглощения воды (з). Цветные варианты рис.1–3 помещены на сайте нашего журнала <http://www.quantum-electron.ru>.

Отсутствие корреляций между индексами  $W$ , вычисленными по различным локальным максимумам поглощения, может быть обусловлено двумя причинами. Во-первых, поскольку коэффициент поглощения воды на  $\lambda = 980$  нм на порядок меньше коэффициентов поглощения других ИК полос, одинаковые изменения в коэффициентах рассеяния и концентрациях других хромофоров, которые также имеют поглощение в этом спектральном диапазоне, могут приводить к большей относительной погрешности при оценке содержания воды по полосе на  $\lambda = 980$  нм. Во-вторых, отсутствие корреляций может быть вызвано неоднородным распределением концентрации воды по различным слоям кожи. Действительно, известно, что содержание воды в верхних слоях кожи гораздо ниже ( $\sim 20\%$  по массе), чем в более глубоких слоях ( $\sim 70\%$ ).

по массе). Поскольку глубина проникновения излучения на  $\lambda = 1450$  и  $1920$  нм по порядку величины составляет  $\sim 100$  мкм вместо  $\sim 2$  мм для излучения на  $\lambda = 980$  нм, сигнал диффузного отражения детектируется от различных слоев кожи.

Для проверки указанных гипотез нами были рассчитаны величины  $W$  для спектров диффузного отражения, смоделированных методом Монте-Карло. Были сгенерированы два набора данных (100 спектров в каждом): в первом наборе варьировались концентрация воды и коэффициент рассеяния, во втором одновременно изменялись концентрации воды и оксигемоглобина, а также коэффициент рассеяния, в то время как концентрации других компонентов (дезоксигемоглобина и меланина) оставались постоянными. На рис.2, а, б представлены примеры того, как спектры диффузного отражения изменяются при изменении коэффициента рассеяния и концентрации оксигемоглобина и постоянстве других параметров. Спектральная зависимость коэффициента рассеяния для кожи была взята из [15], параметры рассеяния варьировались при отклонении до 10% от их средних значений.

Для расчета спектров была использована однослойная модель кожи с толщиной слоя, сильно превышающей среднюю глубину проникновения света, распределение хромофоров в слое предполагалось однородным. Для смоделированных спектров применялись способы расчета содержания воды, использованные для расчетов по базе данных НИСТ. Для рассчитанных спектров аналогично были вычислены значения  $W$ . После этого построены зависимости индексов  $W$  от концентрации воды, заложенной в модель (рис.2, в). Для этих зависимостей рассчитывались коэффициенты корреляции, наиболее интересные значения которых для двух модельных серий (с изменяемыми коэффициентами рассеяния и концентрациями компонентов) приведены на рис.2, г.

Из рис.2, г (синие столбцы) видно, что для первой серии спектров методы расчета содержания воды с использованием локальных максимумов поглощения на  $\lambda = 1450$  и  $980$  нм имеют одинаковую точность (оцененную по  $r^2$ ). Было получено также, что значения  $W(1450/1100)$  и  $W(980/850)$  хорошо скоррелированы между собой, поскольку они скоррелированы со значением концентрации воды, заложенным в модель.

Для второго сгенерированного набора данных, в котором одновременно с концентрацией воды варьировались параметры рассеяния и концентрация оксигемоглобина, точность оценки содержания воды по индексу  $W(980/850)$  снижалась, а точность предсказания содержания воды по  $W(1450/1100)$  оставалась практически неизменной. Локальный максимум полосы поглощения перекрывается с длинноволновым краем полосы поглощения оксигемоглобина, поэтому значение  $W(980/850)$  может ошибочно коррелировать с концентрацией оксигемоглобина, хотя коэффициент этой корреляции и будет меньше, чем коэффициент корреляции  $W(980/850)$  с концентрацией воды. Тем не менее, даже в случае вариации коэффициента рассеяния и концентрации гемоглобина, восстановленная концентрация воды коррелирует с истинной концентрацией, заложенной в модель. Следовательно, можно говорить о наличии корреляции между значениями  $W$ , определенными по спектрам отражения на разных длинах волн.

Такая корреляция индексов  $W$  для двух длин волн, однако, не наблюдается на экспериментально измеренных

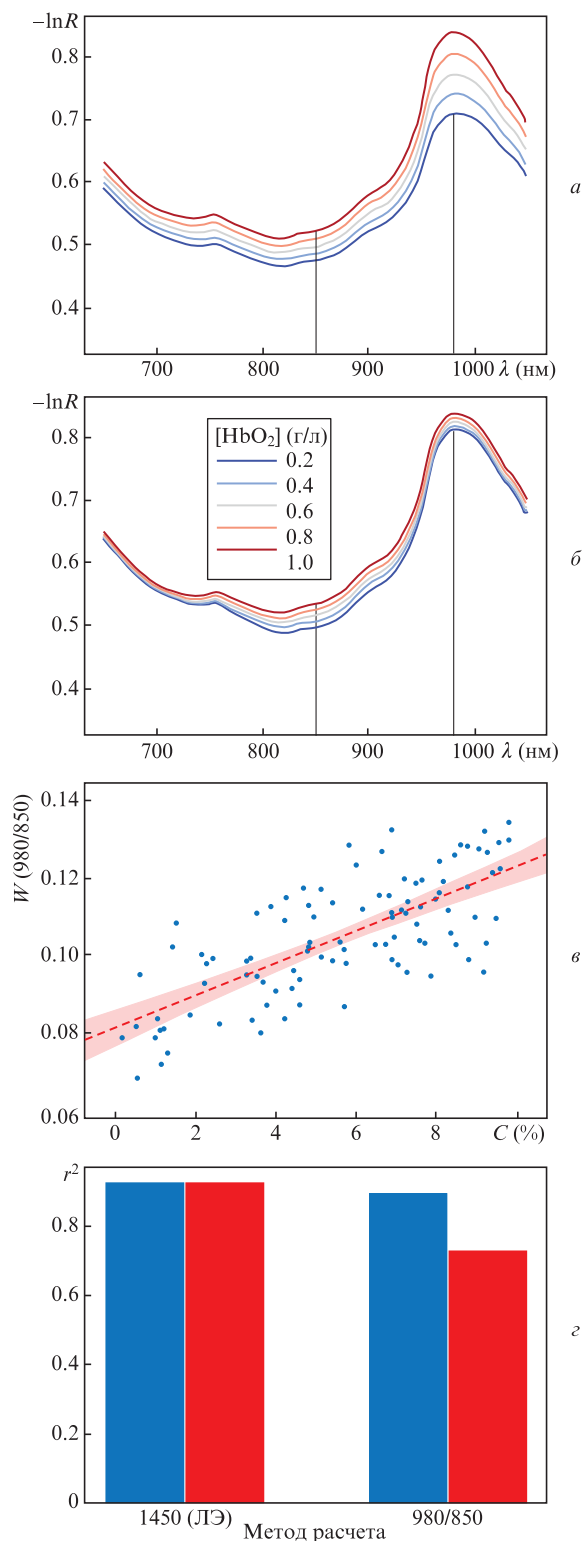


Рис.2. Смоделированные методом Монте-Карло спектры диффузного отражения с различными коэффициентами рассеяния (а) и различными концентрациями оксигемоглобина  $HbO_2$  (б), корреляция между индексом содержания воды, рассчитанным по полосе поглощения на  $\lambda = 980$  нм, и истинной концентрацией воды  $C$ , задаваемой при расчете модельных спектров (в), значения квадрата коэффициента корреляции  $r^2$ , вычисленные для пар значений концентрации воды, заложенной в модельный спектр и рассчитанной с помощью оценки концентрации по индексу  $W$ , для двух наборов данных с одновременным изменением концентрации воды и коэффициента рассеяния (столбцы синего цвета), а также концентрации воды, оксигемоглобина и коэффициента рассеяния (столбцы красного цвета) (г).



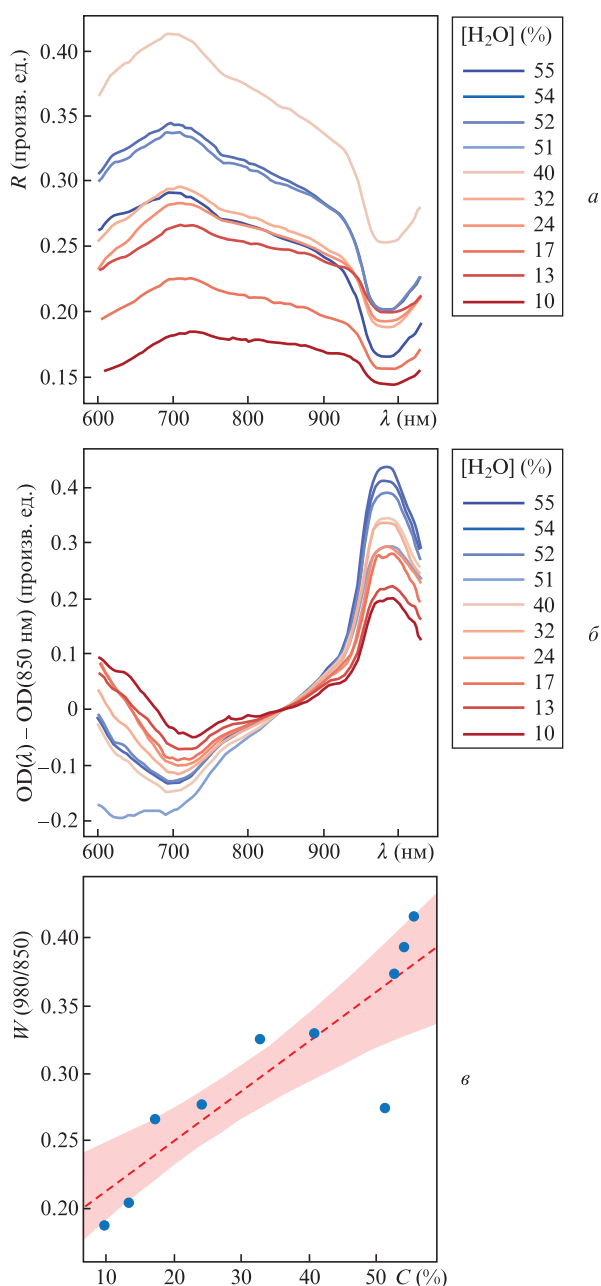


Рис.3. Спектры диффузного отражения фантомов кожи человека с различным содержанием воды (а), спектры оптической плотности фантомов кожи с различным содержанием воды, скорректированные по базовой линии ( $\lambda = 850$  нм) (б) и зависимость индекса содержания воды, рассчитанного по максимуму поглощения воды на  $\lambda = 980$  нм, от массовой концентрации воды  $C$  в фантомах, вычисленной по формуле (3) (в).

спектрах базы НИСТ. Из этого можно заключить, что отсутствие корреляции между концентрациями воды, оцененными с помощью  $W$  для различных длин волн по экспериментальным данным, объясняется отсутствием корреляции между реальными значениями концентрации воды, связанным с ее неоднородным распределением в различных слоях кожи.

Тем не менее моделирование демонстрирует, что, если концентрация оксигемоглобина остается постоянной, оценка концентрации воды в глубоких слоях кожи может быть осуществлена на основе простейших расчетов индексов содержания воды  $W$  для полосы поглощения на  $\lambda = 980$  нм. Это предположение было проверено экспери-

ментально на фантомах кожи человека. В качестве таких фантомов использовались участки свиной кожи *ex vivo*, поскольку они практически полностью совпадают по молекулярному и клеточному составу с кожей человека [25, 26]. Для изменения концентрации воды в образцах фантомы высушивались при температуре  $40^\circ\text{C}$  и нормальном давлении. Спектры диффузного отражения были измерены с использованием двухволоконной схемы в диапазоне 500–1100 нм.

На рис.3,а,б представлены спектры диффузного отражения и оптической плотности, оцененной из спектров отражения по формуле (1), для фантомов с различной концентрацией воды. Из рис.3,а видно, что амплитуда спектров диффузного отражения в среднем сильно варьируется из-за изменений коэффициента рассеяния. Тем не менее, даже при сильной вариации амплитуды спектров отражения, отчетливо наблюдается уменьшение локального максимума поглощения воды на  $\lambda = 980$  нм (рис.3,б).

На рис.3,в четко прослеживается зависимость величины  $W(980/850)$  от массовой концентрации воды в фантомах кожи, вычисленной по формуле (3). Это подтверждает гипотезу о том, что полоса поглощения воды на  $\lambda = 980$  нм подходит для количественной оценки содержания воды. Отметим, что помимо оксигемоглобина на определение концентрации воды в коже с помощью индекса  $W(980/850)$  также может влиять повышенное содержание меланина в коже. В рамках настоящей работы влияние меланина не учитывалось: при анализе базы данных НИСТ такие спектры исключались из выборки, а при моделировании концентрация меланина оставалась постоянной. Повышенное содержание меланина действительно может влиять на количественную оценку содержания воды. Тем не менее при определении содержания воды можно ввести корректировку на содержание меланина в коже с использованием информации о его вкладе в спектр диффузного отражения на длинах волн от 600 до 700 нм, как это, например, сделано для определения концентрации гемоглобина в коже в работе [28].

Для верификации практической применимости метода с помощью установки, используемой для измерения спектра фантомов кожи, были проведены предварительные эксперименты по измерению динамики изменения концентрации воды в глубоких слоях кожи по линии поглощения воды на  $\lambda = 980$  нм (рис.4). Измерения проводились на выборке добровольцев (10 человек в возрасте 19–25 лет) во время кардиотренировки длительностью 90 мин. В ходе эксперимента для каждого участника были измерены спектры диффузного отражения кожи внутренней стороны предплечья до, во время (спустя  $t = 45$  мин после начала) и после (спустя 90 мин) тренировки, прием жидкости добровольцами при этом не возбранялся. Измерения выполнялись с помощью волоконного зонда, описанного в п.2.4, расстояние между торцами волокон составляло 2 мм. Для каждого измерения проводилась запись трех-четырех спектров отражения для усреднения определяемых величин.

Значения  $W(980/850)$ , определяемые в эксперименте, для разных добровольцев существенно различались, поэтому для сравнения динамики они нормировались на медианные значения  $W(980/850)$  для каждого добровольца до тренировки ( $W(t = 0)$ ). Видно, что имеет место значимое уменьшение среднего относительного содержания воды в коже, связанное с дегидратацией организма в результате физических нагрузок. По всей видимости, дан-

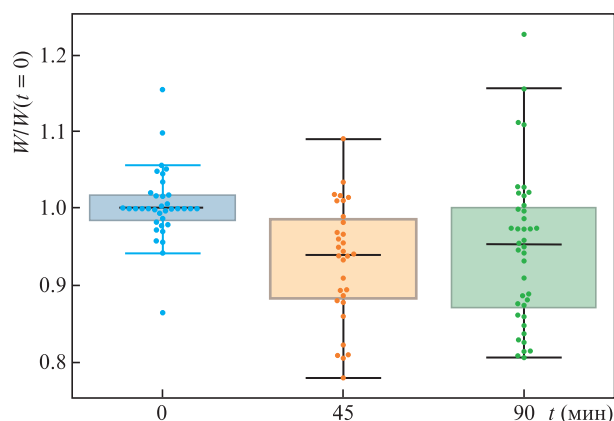


Рис.4. Значения индекса  $W(980/850)$  по группе добровольцев в ходе тренировки, нормированные на значение, измеренное до начала тренировки ( $W(t=0)$ ). Центральные горизонтальные линии соответствуют медианам распределений, горизонтальные стороны прямоугольников отвечают границам первого и третьего квартилей распределений, а горизонтальные верхние и нижние линии – полуторному значению интерквартильного размаха. Точки – экспериментально измеренные значения  $W$ .

ное уменьшение связано с обезвоживанием глубоких слоев кожи в результате физической нагрузки. В дальнейшем планируется провести более масштабные исследования динамики изменения содержания воды в коже при тренировках, установить его корреляции с содержанием воды во всем организме (total body water) и гидратацией рогового слоя.

#### 4. Заключение

В настоящей работе было проведено сравнение простейших алгоритмов определения содержания воды в коже по данным спектроскопии диффузного отражения на основе открытой базы данных спектров диффузного отражения кожи человека НИСТ (США) и численно смоделированных спектров диффузного отражения однородной модели кожи. Было обнаружено, что оценки концентрации воды, для которых используются интенсивные полосы поглощения воды на  $\lambda = 1450$  и  $1920$  нм, слабо коррелируют с оценкой содержания воды, сделанной по локальному максимуму поглощения на  $\lambda = 980$  нм, что связано с различной глубиной проникновения света на указанных длинах волн и неоднородным распределением концентрации воды в различных слоях кожи. Установлено также, что количественная оценка содержания воды по линии поглощения на  $\lambda = 980$  нм подвержена влиянию изменений концентрации оксигемоглобина из-за наложения спектров поглощения оксигемоглобина и воды в диапазоне  $800-1000$  нм. Несмотря на это локальный максимум поглощения воды на  $\lambda = 980$  нм может быть использован для определения содержания воды в глубоких слоях кожи, что экспериментально подтверждено на фантомах кожи человека.

Эксперимент с добровольцами при использовании описанной методики указывает на возможность ее применения для контроля содержания воды в тканях в ходе тренировки и при других интенсивных физических нагрузках с целью предотвращения обезвоживания организма. В качестве других областей возможного применения такого метода оценки содержания воды можно выделить кон-

троль состояния пациентов с сердечной недостаточностью, у которых обычно развивается отечный синдром, контроль состояния больных при проведении инфузий, а также оценку косметологического состояния кожи.

В экспериментах использовалось оборудование Центра коллективного пользования сверхвысокопроизводительными вычислительными ресурсами МГУ им. М.В.Ломоносова.

Работа выполнена при поддержке РНФ (грант № 18-15-00422) и фонда Президента РФ для государственной поддержки молодых российских ученых (грант № МК-2999.2019.2).

- Choe C., Schleusener J., Lademann J., Darvin M.E. *Mech. Ageing Dev.*, **172**, 6 (2018).
- Farage M.A., Katsarou A., Maibach H.I. *Contact Dermatitis*, **55**, 1 (2006).
- Waller J.M., Maibach H.I. *Skin Res. Technol.*, **12**, 145 (2006).
- Cho S., Atwood J.E. *Am. J. Med.*, **113**, 580 (2002).
- Asogwa C., Lai D. *Electronics*, **6**, 82 (2017).
- Barroso E., Smits R., Bakker Schut T., Ten Hove I., Hardillo J., Wolvius E., Baatenburg de Jong R.J., Koljenović S., Puppels G. *Anal. Chem.*, **87**, 2419 (2015).
- Barroso E.M., Smits R.W., van Lanschot C.G., Caspers P.J., Ten Hove I., Mast H., Sewnaik A., Hardillo J.A., Meeuwis C.A., Verdijk R. *Cancer Res.*, **76**, 5945 (2016).
- Тучин В.В. *Оптическая биомедицинская диагностика* (М.: Физматлит, 2007, т.1, с.560).
- Iwasaki H., Miyazawa K., Nakauchi S. *Proc. SPIE*, **6062**, 606203 (2006).
- Egawa M., Yanai M., Kikuchi K., Masuda Y. *Appl. Spectrosc.*, **65**, 924 (2011).
- Egawa M., Yanai M., Maruyama N., Fukaya Y., Hirao T. *Appl. Spectrosc.*, **69**, 481 (2015).
- Yu T., Wen X., Luo Q., Zhu D., Tuchin V.V. *J. Biomed. Opt.*, **16**, 095002 (2011).
- Saknite I., Zavorins A., Zablocka I., Kisis J., Spigulis J. *J. Biomed. Photonics Eng.*, **3**, 010310 (2017).
- Arimoto H., Egawa M., Yamada Y. *Skin Res. Technol.*, **11**, 27 (2005).
- Bashkatov A., Genina E., Kochubey V., Tuchin V. *J. Phys. D: Appl. Phys.*, **38**, 2543 (2005).
- Stamatatos G.N., Southall M., Kollias N. *J. Invest. Dermatol.*, **126**, 1753 (2006).
- Chung S., Cerussi A., Klifa C., Baek H., Birgul O., Gulsen G., Merritt S., Hsiang D., Tromberg B. *Phys. Med. Biol.*, **53**, 6713 (2008).
- Chung S.H., Yu H., Su M.-Y., Cerussi A.E., Tromberg B.J. *J. Biomed. Opt.*, **17**, 071304 (2012).
- Cooksey C., Allen D.W., Tsai B.K. *NIST J. Res.*, **122**, N26 (2017).
- Wang L., Jacques S.L., Zheng L. *Comput. Methods Programs Biomed.*, **47**, 131 (1995).
- Zherebtsov E., Dremine V., Popov A., Doronin A., Kurakina D., Kirillin M., Meglinski I., Bykov A. *Biomed. Opt. Express*, **10**, 3545 (2019).
- Tzeng S.-Y., Guo J.-Y., Yang C.-C., Hsu C.-K., Huang H.J., Chou S.-J., Hwang C.-H., Tseng S.-H. *Biomed. Opt. Express*, **7**, 616 (2016).
- Alerstam E., Svensson T., Andersson-Engels S. *J. Biomed. Opt.*, **13**, 060504 (2008).
- Sadovnichy V., Tikhonravov A., Voevodin V., Opanasenko V., in *Contemporary High Performance Computing* (Boca-Raton: CRC, 2017, pp 283–307).
- Дарвин М.Е., Рихтер Х., Жу И.Дж., Майнике М.К., Кнопп Ф., Гончуков С.А., Кёнинг К., Ладеманн Ю. *Квантовая электроника*, **44**, 646 (2014) [*Quantum Electron.*, **44**, 646 (2014)].
- Du Y., Hu X., Cariveau M., Ma X., Kalmus G., Lu J. *Phys. Med. Biol.*, **46**, 167 (2001).
- Choe C., Schleusener J., Lademann J., Darvin M.E. *J. Biophotonics*, **11**, e201700355 (2018).
- Dolotov L., Sinichkin Yu.P., Tuchin V., Utz S., Altshuler G., Yaroslavsky I. *Lasers Surg. Med.*, **34**, 127 (2004).