

ОПТИЧЕСКОЕ ПРИБОРОСТРОЕНИЕ И ТЕХНОЛОГИЯ

УДК 621.391.837.681.3]:[621 + 681:723

ФЛУОРЕСЦЕНТНЫЙ ВИДЕОДЕРМАТОСКОП

© 2008 г. **Kang Uk***, Ph. D; **Г. В. Папаян****, канд. техн. наук;
Bae Soo-Jin*; **В. Б. Березин***, канд. техн. наук; **С. Ким***

* SOI-Korea Center of Korean Electrotechnology Research Institute (KERI), Seoul, Korean Republic

** Санкт-Петербургский государственный медицинский университет
им. акад. И.П. Павлова, Санкт-Петербург

E-mail: pgarry@mail.wplus.net

Описан флуоресцентный видеодерматоскоп, предназначенный для диагностики кожных заболеваний. Он представляет собой компактный ручной прибор со встроенным светодиодным осветителем и цветной RGB телевизионной камерой с прогрессивным сканированием и цифровым выходом. Видеосигналы регистрируются и обрабатываются с помощью компьютера. Наблюдение осуществляется в свете собственной или вторичной флуоресценции, а также в обычном белом свете. Прибор позволяет проводить количественную оценку яркостных и цветовых особенностей кожи пациента. Приводятся примеры применения прибора в медицинской практике.

Коды OCIS: 170.0170, 170.2150, 170.2680, 170.3880, 170.3890, 170.4580.

Поступила в редакцию 25.06.2007.

Введение

Кожа человека выполняет множество жизненно важных функций, а ее состояние, особенно на лице, оказывает на него также и значительное психологическое воздействие. Патологические состояния кожи могут быть обусловлены различными внешними и внутренними причинами. Среди кожных заболеваний наиболее распространенным является акне, или угревая болезнь, а наиболее опасным – злокачественная опухоль меланома.

Традиционным методом исследования структурных изменений кожи является гистологический контроль. Начиная с середины прошлого века, в дерматологии получают развитие неинвазивные технологии, позволяющие изучать кожу без ее повреждения в реальном масштабе времени [1]. Среди них важную роль играют оптические методы исследования, в том числе флуоресцентная диагностика (ФД) [2], которая позволяет выявлять патологические участки ткани по изменению яркости и спектральным характеристикам свечения. Флуоресценция кожи может быть обусловлена как эндогенными веществами, вызывающими автофлуоресценцию (АФ) ткани, так и введенными в организм извне флуоресцентными красителями или маркерами, которые, накапливаясь в определенных структурах ткани, например, в опухолях, обуславливают способность к вторичной флуоресценции (ВФ).

Все ткани под действием ультрафиолетового или синего света в той или иной степени обладают способностью к АФ. Источниками этого свечения являются различные белки и пигменты (рис. 1) [3, 4].

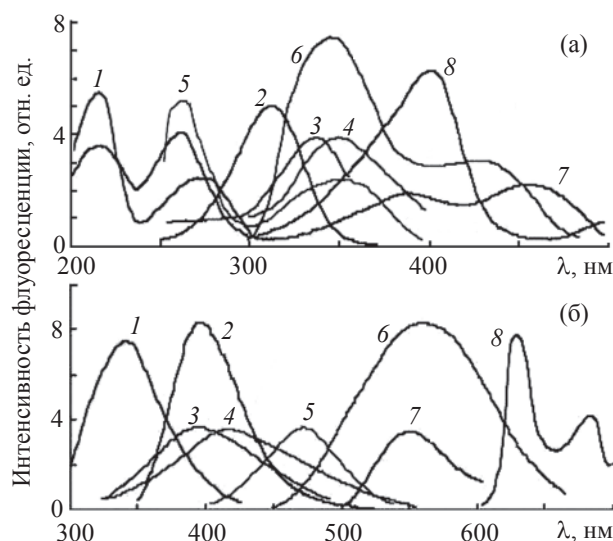


Рис. 1. Спектры возбуждения (а) и эмиссии (б) флуорофоров биологической ткани [3]. 1 – триптофан, 2 – пиродоксин, 3 – коллаген, 4 – эластин, 5 – пиридиннуклеотиды, 6 – липопигменты, 7 – флавины, 8 – порфирины.

Перекрывание спектральных полос этих флуорофоров в сочетании со светорассеянием и поглощением излучения в ткани делает АФ спектры биологической ткани широкими и слабоструктурированными [5].

Маркерами опухоли для ВФ могут служить фотосенсибилизаторы (ФС), применяемые для фотодинамической терапии (ФДТ), например препараты хлоринового ряда фотодитазин и радахлорин, или препараты, включающие алюмолевулиновую кислоту (АЛК), которая является индуктором синтеза эндогенного ФС – протопорфирина IX (Пп IX).

Существующие приборы и методы для ФД кожных заболеваний

Различия флуоресцентного свечения в норме и патологии могут проявляться как в спектральных свойствах, так и в наблюдаемой морфологической картине. Соответственно, аппаратура для ФД является либо спектральной, либо изображающей [6]. Наиболее распространенным прибором для получения флуоресцентных изображений в дерматологии является лампа Вуда – ртутная лампа, излучающая в длинноволновой ультрафиолетовой области в диапазоне УФА-1 мощную линию с длиной волны 365 нм. Она позволяет освещать значительные участки кожного покрова (до 200 см²) и в клинической практике издавна применяются для диагностики грибковых заболеваний кожи и волос. Флуоресцентное изображение при этом обычно наблюдается невооруженным глазом в затемненном помещении.

В настоящее время для регистрации флуоресцентных изображений применяется фотографическая техника. Фотографии в атласе [7] получены с помощью обычного фотоаппарата на цветной пленке высокой чувствительности (1600 ASA) при экспозиции 0,25–1,5 с. В качестве осветителя применялась лампа Вуда, а метода диагностики – АЛК-индуцированная порфириновая флуоресценция. Наряду со стимулированной извне флуоресценцией, которую, как правило, зарегистрировать не сложно, для диагностики используется также АФ. Фотографии в свете АФ, полученные с помощью аналоговой [8] и цифровой [9] фотокамер, применялись для идентификации участков кожи, зараженных бактериями *P. asnes* на основании оранжево-красной флуоресценции входящих в них молекул Пп IX. Для флуоресцентной съемки в УФ лучах выпускаются промышленные приборы “Visnu UV Camera for Skin Diagnostics” (Atlantic Camera, USA) и “ClarityPro” (Moritex, USA). Оба эти прибора предназначены для съемки всего лица при использовании лампы-вспышки. В приборе “Visnu” регистрация проводится с помощью камеры Polaroid, а в “ClarityPro” –

цифровой камеры. Приборы выполнены в виде настольных устройств. Кроме флуоресцентной съемки, “ClarityPro” может также применяться и для съемки в обычном свете. Получаемые цифровые изображения поступают в компьютер, который проводит их обработку и анализ с помощью специальной программы.

В последнее время в качестве источника возбуждающего излучения начали применять светодиоды. Возможность их применения для флуоресцентной цифровой фотографии показана в [10]. На основе светодиодов и телевизионной камеры построен прибор “DYADERM PROFESSIONAL”, выпускаемый фирмой BIOCAM GmbH (Germany) [11]. Особенность этого прибора состоит в возможности одновременного наблюдения флуоресцентного и обычного изображений. Достигается это благодаря импульсной работе источника возбуждающего света. Флуоресцентное и обычное изображения отображаются в разных частях одного и того же монитора с кадровой частотой 5 Гц, разрешением 320×240 и размером поля зрения 10×10 см. Чувствительности прибора хватает только для регистрации ВФ, причем изображение получается черно-белым.

Для спектральных исследований кожи необходимы специализированные флуоресцентные спектрофотометры, которые обычно оснащаются волоконными жгутами для подвода возбуждающего излучения к коже и передачи флуоресцентной эмиссии в спектральный прибор [12]. Примером прибора для регистрации эмиссионных спектров в диапазоне 650–900 нм может служить коммерчески доступный волоконно-оптический спектрометр LESA-01 (“Биоспек”, Россия) [13]. Прибор применяется для ФД и контроля степени накопления ФС в ходе ФДТ. Однако, чтобы регистрировать спектры возбуждения, необходимы приборы со сканирующими монохроматорами в канале освещения и источниками излучения непрерывного спектра. Эта задача может решаться с помощью универсальных спектрофотометров, таких как “Spex SkinScan” (HORIBA Jobin Yvon) и “Varian Cary Eclipse Fluorescence Spectrophotometer” [14].

Совместить преимущества спектрального и изображающего методов исследования можно с помощью мультиспектральных изображающих систем. Этот подход реализован в приборе [15], где флуоресцентное изображение кожи формируется одновременно в 4 спектральных областях. Делается это с помощью светоделительного устройства, которое повторяет исходное изображение в различных квадрантах одного и того же детектора. В каждом из каналов установлен свой светофильтр: 635 ± 5, 600 ± 5, 540 ± 20, 400 ± 35 нм. Детектором служит неохлаждаемая монохромная ТВ камера с усилите-

лем яркости, подключенная к компьютеру. Разрешение прибора – 200×200 пикселей, кадровая частота 3 Гц. Осветитель построен на флуоресцентной лампе с пиком эмиссии на длине волны 394 нм. Прибор применялся для мониторинга ФДТ [16]. К мультиспектральным методам формирования изображения можно также отнести метод деления изображений, основанный на использовании двух полос эмиссии. В работе [17] такое изображение формируется устройством на основе ПЗС-камеры, в котором отношение сигналов красного канала (600–800 нм) к зеленому (480–550 нм) рассчитывается и отображается с кадровой частотой 2 Гц. Устройство использовалось для отработки методики обнаружения раковых опухолей по АЛК-индуцированной Пп IX флуоресценции.

Как видно из краткого обзора, флуоресцентную аппаратуру для исследований кожи можно классифицировать как фотографическую или телевизионную, а также изображающую, спектральную или мультиспектральную изображающую. Фотографические системы применяются при исследовании больших полей, например, при съемке всего лица пациента. Если поле зрения прибора невелико, то в качестве приемника излучения целесообразно использовать телевизионные камеры, что позволяет оперативно просматривать различные участки кожи. Кроме того, телевизионные системы необходимы при регистрации динамических процессов. Преимущество спектральных методов заключается в возможности идентификации входящих в состав кожи флуорофоров и слежения за тонкими изменениями окружающей их среды. Однако они обладают низким пространственным разрешением, небольшим числом исследуемых точек за один осмотр и трудностью топографической привязки спектральных особенностей к конкретным гистологическим структурам. Поскольку регистрация спектра проводится путем зондирования определенного участка объекта, то информация о свойствах других участков в этот момент оказывается недоступной, что затрудняет исследования совокупных динамических процессов. Особые сложности возникают в случаях, когда зона, где имеется флуоресцентная особенность, в обычном свете никак не проявляет себя и, следовательно, при обследовании может быть легко пропущена.

Регистрация флуоресцентного сигнала в виде изображения дает картину распределения яркости одновременно во многих точках объекта, но при использовании черно-белого фотоприемника теряется информация о спектральных различиях между отдельными участками кожного покрова. Это существенно обедняет картину, особенно при проведении исследований в свете собственной флуоресцен-

ции. Подобного недостатка лишены мультиспектральные методы формирования изображения, поскольку одновременно с морфологической структурой дают сжатую информацию о спектральных свойствах каждой точки объекта. Однако при узкополосном выделении спектральных компонентов возникают большие потери света, что снижает пространственное разрешение, быстродействие и отношение сигнала к шуму. Кроме того, такие системы сложны в реализации [15].

Принцип действия флуоресцентного видеодерматоскопа (ФВДС)

То обстоятельство, что наиболее интересный участок спектра флуоресцентного излучения кожи сосредоточен в видимой области, позволяет строить мультиспектральные изображающие системы на основе матричных многосигнальных приемников изображения. Лучшие из них работают по цветовой модели RGB. Соответствующие спектральные кривые (рис. 2) примерно соответствуют полосам излучения флуорофоров кожи: в зону кривой *R* попадают порфирины, в зону *G* – флавины и липопигменты, в зону *B* – пиридиннуклеотиды, а также видимая часть излучения коллагена и эластина. Соответствие спектров излучателя и приемника повышает цветовой контраст и облегчает идентификацию флуорофоров. По сравнению с мультиспектральной изображающей системой [15], выделяемая спектральная область оказывается намного шире, что существенно увеличивает световой поток и позволяет зарегистрировать флуоресцентное видеоизображение кожи без применения усилителей яркости. По сравнению с другим распространенным типом цветных телевизионных приемников, основанным на четырехкомпонентной субтрактивной модели цветовой кодировки CMYG, диапазон цве-

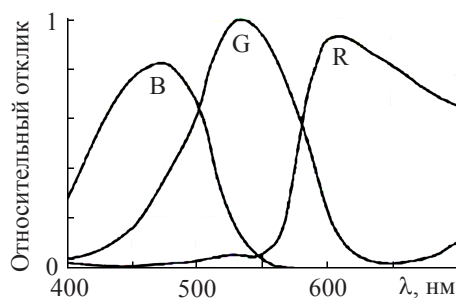


Рис. 2. Спектральные кривые RGB каналов однокристалльной ПЗС-матрицы с прогрессивным сканированием ICX415AQ (SONY).

тов, генерируемых с помощью аддитивной модели RGB больше, а погрешностей цветопередачи меньше. Кроме того, CMYK сигналы нужно преобразовывать в RGB сигналы в реальном масштабе времени. Спектральные кривые RGB существенно меньше перекрываются между собой по сравнению с CMYK, что улучшает процесс распознавания по цветовым различиям в автоматических классификаторах и позволяет более точно проводить количественные измерения. Наконец система считывания в RGB-приемниках организована по принципу прогрессивной развертки, что по сравнению с чересстрочной разверткой обеспечивает лучшее пространственное и временное разрешение.

При разработке схемы построения ФВДС наряду с выбором приемника излучения важно правильно определить спектральную область возбуждения. Проведенные нами исследования в диапазоне 350–450 нм позволили установить, что оптимальной для наблюдения структур кожи в свете собственной флуоресценции является фиолетовая область вблизи 400 нм. При смещении возбуждения в УФ область, кожный покров приобретает преимущественно синий цвет, что объясняется свечением коллагена, который “забивает” своей высокой яркостью более слабую зеленую флуоресценцию. В УФ области плохо просматриваются подкожные структуры, что объясняется незначительной проникающей способностью этого излучения в глубину кожи. При смещении возбуждения в длинноволновую область снижается интенсивность флуоресценции, цвет фонового свечения приобретает желтоватый оттенок в связи с необходимостью сдвига границы запирающего светофильтра в длинноволновую сторону.

Фиолетовое возбуждение дает примерно одинаковые сигналы в зеленой и красной областях спектра, а интенсивность флуоресценции оказывается достаточной для ее надежной регистрации телевизионными средствами. При возбуждении вблизи 400 нм удается просматривать структуры эпидермиса (капилляры, пигментные пятна) за счет флуоресцентной подсветки глубинных слоев ткани. В зависимости от бактериальной флоры, цветовые оттенки фолликул изменяются в широких пределах – от насыщенно зеленого до оранжево-красного цвета. Нормальная слабопигментированная кожа имеет преимущественно зеленый цвет, который обусловлен, в основном, флавинами, обладающими высоким поглощением вблизи 400 нм. В этой же фиолетовой области находится максимум полосы поглощения Соре у порфиринов (410 нм), что облегчает обнаружение не только бактерий *P. asnes*, но и АЛК-индуцированной Пп IX флуоресценции больших участков кожи, а также псориатических бляшек [18]. Кроме того, как показано в [19], при возбуждении

вблизи 400 нм интенсивность АФ нормальной ткани в интервале 450–550 нм оказывается выше, а в интервале 500–700 нм – ниже в сравнении с опухолью. Такая разнонаправленность изменений повышает диагностическую возможность обнаружения опухоли по RGB картине, поскольку при этом повышается цветовой контраст между опухолью и окружающей тканью.

Таким образом, ФВДС целесообразно строить на основе телевизионной камеры с RGB-детектором и с источником возбуждения вблизи 400 нм. Такая схема построения существенно упрощает аппаратуру, увеличивает ее чувствительность и пространственное разрешение. Кроме того, RGB-детектор может быть использован для получения высококачественного обычного изображения при условии оснащения прибора источником белого света.

ФВДС “EcoSkin”

Предложенная схема положена в основу построения флуоресцентного видеодерматоскопа “EcoSkin”, принципиальная схема которого показана на рис. 3. Основу прибора составляет камерная головка 2, выполненная в виде ручного модуля, который подключается к компьютеру 11 по последовательной высокоскоростной шине IEEE1394. Исследуемый объект 1 освещается встроенным в корпус головки комбинированным осветителем, включающим в себя два типа источников света: 3 – белые светодиоды и 4 – фиолетовые светодиоды. С корпусом головки 2 жестко связан тубус 5, изготовленный из непрозрачного материала. Его кромка прижимается к коже для выравнивания ее поверхности и изоляции внутренней части головки от посторонней засветки, что позволяет проводить исследования в

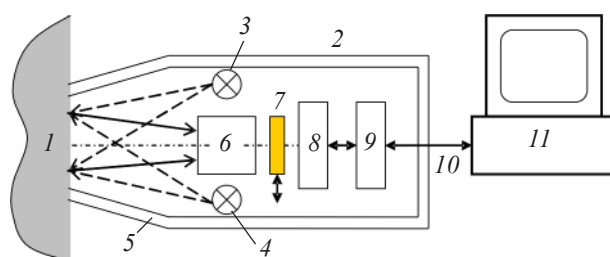


Рис. 3. Принципиальная схема ФВДС “EcoSkin”. 1 – исследуемый участок кожи, 2 – корпус прибора, 3 – белые светодиоды, 4 – фиолетовые светодиоды, 5 – тубус, 6 – объектив, 7 – откидной запирающий фильтр, 8 – ТВ камера, 9 – контроллер, 10 – канал “FireWire” (IEEE 1394a), 11 – компьютер.

светлом помещении. Объектив 6 формирует изображение объекта 1 в плоскости детектора телевизионной камеры 8. ТВ камера построена на основе многосигнальной ПЗС-матрицы с прогрессивным сканированием ICX415AQ (SONY), у которой для кодирования цвета используется мозаичный светофильтр Байера RGBG. Перед детектором находится перемещаемый запирающий фильтр 7, который выводится из хода лучей при наблюдении в белом свете. Выходной сигнал камеры 8 является цифровым. Связь между камерой и компьютером осуществляется через контроллер 9, который проводит обработку и передачу оцифрованных сигналов ПЗС-матрицы в реальном масштабе времени, двунаправленный обмен управляющими командами и подачу питающего напряжения по стандартному кабелю "FireWire" 10.

Компьютер 11 под управлением специализированного программного обеспечения "Skin-Matrix" обеспечивает прием, регистрацию и обработку цифрового потока видеоизображений от камерной головки, а также двунаправленный обмен командами управления режимами работы системы. На ручке камерной головки расположены две кнопки, позволяющие пользователю изменять режим наблюдения (белый свет/флуоресценция) и осуществлять "захват" интересующего кадра из видеопотока данных. Команда на смену режима переводит запирающий фильтр головки в необходимое положение и меняет режим работы осветителя. Программа "Skin-Matrix", в соответствии с выбранным режимом, устанавливает оптимальные параметры накопления и усиления телевизионной камеры, коэффициент гамма-коррекции и цветовой баланс. Если пользователь закрывает окно видео отображения, камерная головка автоматически переводится в режим пониженного энергопотребления. На корпусе головки предусмотрены индикация текущего режима работы прибора. Программное обеспечение предлагает пользователю удобный алгоритм архивации захваченных изображений, позволяющий сохранять не только сами изображения, но и информацию о режиме, в котором были эти изображения получены, а также фамилию пациента, к которому данные изображения относятся. Разработанные средства архивации и измерения позволяют проводить объективный анализ заболевания и динамики его развития. Возможна оценка яркости флуоресценции по каждому из цветных каналов как непосредственно в видеокадре в реальном масштабе времени, так и на "захваченных" изображениях. Измерения проводятся, либо в кадре целиком, либо в отдельных его фрагментах, выделенных измерительной рамкой. Алгоритм измерения предусматривает учет перекрестной помехи, вызванной перекрытием RGB спек-

ров, и возможность оценки средней яркости внутри выбранной зоны либо оценки наиболее ярких элементов изображения. Последняя функция выполняется путем анализа гистограммы распределения яркости в реальном масштабе времени. Предварительная калибровка по стандартным образцам позволяет оценивать линейные размеры объекта и автоматически сравнивать яркости.

Важной функцией, выполняемой программой "Skin-Matrix", является отображение двух изображений от одного и того же участка объекта в свете флуоресценции и в белом свете. Известные методы отображения таких изображений дают разделенные в пространстве кадры. Это создает сложности при их расшифровке. Для лучшей идентификации структур предложен и реализован динамический способ отображения, при котором флуоресцентное изображение и изображение в белом свете попиксельно накладываются друг на друга и отображаются на экране монитора с переменной прозрачностью. Возникающий динамический эффект позволяет легко находить фолликулы, инфицированные определенными бактериями, и границы пораженных участков кожи.

Внешний вид камерной головки прибора "EcoSkin" показан на рис. 4. Технические характеристики прибора следующие: число элементов разложения 768×576 , поле зрения $19,3 \times 14,5$ мм, пространственное разрешение в центре поля при коэффициенте модуляции не менее 20% по каналу G 14 мм^{-1} , а по каналам R и B — 10 мм^{-1} ; максимальная кадровая частота 25 Гц, неравномерность сигнала по полю зрения $\pm 15\%$, габаритные размеры камерной головки $200 \times 180 \times 60$ мм, масса 450 г.



Рис. 4. Внешний вид прибора "EcoSkin".

Примеры применения ФВДС

Диагностика и контроль акне

Известно, что бактерии *P. acnes*, вызывающие угревую болезнь, флуоресцируют красно-оранжевым цветом за счет входящих в них порфиринов. Возможность получения с помощью ФВДС цветного изображения в свете АФ позволила исследовать в [20] действие антибиотика клиндамицина на содержание этих бактерий. Под амбулаторным наблюдением находилось 19 пациентов в возрасте от 20 до 22 лет без клинических проявлений себореи и акне. Препарат в виде геля наносился на кожу в районе подбородка 2 раза в день в течение двух недель. Съемка осуществлялась непосредственно перед началом исследования (0 день), а также на 7-й, 14-й и 24-й дни. Полученные изображения подвергались компьютерной обработке и анализу. Селекция фолликул, заселенных *P. acnes*, осуществлялась по цветовому признаку. Результаты подсчета среднего числа оранжево-красных объектов в поле зрения прибора представлены в таблице.

Изменение среднего числа фолликул в поле зрения ФВДС, заселенных *P. acnes*, в процессе лечения клиндамицином

Пациенты	До лечения	Через 7 дней	Через 10 дней	Через 14 дней	Через 10 дней после лечения
Мужчины	13,3	7,9	6,3	1,4	0
Женщины	38,5	33,9	14,8	7,5	8,3
Всего	27,8	23,8	12,0	4,9	5,8
%%	100	85	43	18	21

Сравнение этих данных с данными [9], полученными на перекиси бензола, показало, что антибактериальное действие клиндамицина оказывается более длительным. Проведенные исследования свидетельствуют, что прибор позволяет на ранних стадиях болезни выявлять проблемные участки кожи, подлежащие профилактической обработке, выбирать правильную тактику и ход лечения, оценивать эффективность действия препаратов, предназначенных для подавления *P. acnes*.

Дозиметрия ФДТ

Одним из важных факторов повышения эффективности ФДТ является организация в клинических условиях дозиметрии излучения. Она может быть основана на оценке степени снижения яркости флуоресценции ФС в процессе облучения [21]. Возможность проведения измерений с помощью ФВДС спектральной яркости флуоресценции ФС в

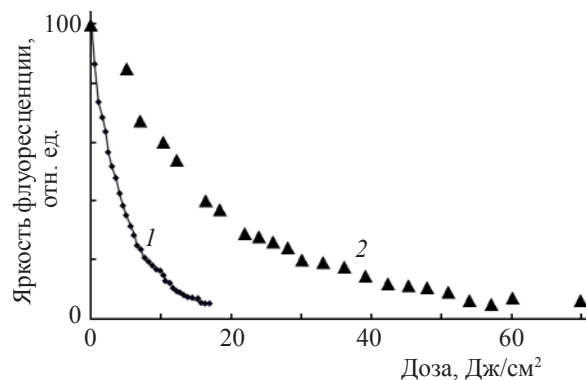


Рис. 5. Изменение яркости флуоресценции нанесенных на кожу препаратов хлоринового типа в виде геля под действием излучений: 1 – светодиод, 405 нм, 17 мВт/см², фотодитазин, 2 – лазер, 662 нм, 40 мВт/см², Радахлорин.

реальном масштабе времени позволяет применять прибор для контроля полученной дозы. На рис. 5 показаны кривые выцветания флуоресценции ФС хлоринового типа. Они построены на основе измерения разностного сигнала в R канале между участками кожи, содержащими ФС и свободными от ФС. Освещение проводилось на длинах волн 405 и 662 нм. Видно, что уже при плотности энергии около 8 Дж/см² (405 нм) и 30 Дж/см² (662 нм) яркость флуоресценции ФС составляет 20% от первоначальной и, следовательно, эффективность фотодинамического воздействия падает в 5 раз. Эти дозы оказались во много раз ниже тех, что обычно применяются в клинической практике. Различия в дозах обесцвечивания для длин волн 405 и 662 нм примерно соответствуют соотношению экстинкций в максимумах соответствующих полос поглощения препарата. Объективная оценка интенсивности флуоресценции ФС может применяться для решения следующих задач ФДТ: выбора источника света и условий облучения, установления времени окончания облучения, контроля “свежести” препарата, отработки методик введения препарата в организм, слежения за динамикой накопления препарата.

Решение этих задач будет способствовать оптимизации условий выполнения процедур ФДТ.

Заключение

Принцип действия ФВДС основан на возбуждении флуоресценции фиолетовыми лучами вблизи 400 нм с помощью светодиодов и использовании телевизионного RGB детектора флуоресцентного изображения. На этом принципе создан компактный ручной прибор “EcoSkin”, который обеспечивает легкий доступ к различным участкам тела и позво-

ляет в определенной степени совместить преимущества спектроскопических и изображающих методов исследования кожи. Телевизионный способ наблюдения позволяет оперативно просматривать один участок кожи за другим и регистрировать динамические процессы. Благодаря высокой чувствительности прибора обеспечивается возможность исследования не только вторичной, но и автофлуоресценции. Оптические условия возбуждения и регистрации позволяют наблюдать с высоким пространственным разрешением и цветовым контрастом разнообразные структуры кожи, в том числе микрокомедоны. В зависимости от бактериальной флоры цвет фолликулов может приобретать изумрудный, зеленый, желтый или оранжево-красный оттенок; нормальная слабопигментированная кожа имеет преимущественно зеленый цвет. В получаемых изображениях видны не только флуоресцирующие, но и поглощающие структуры за счет прохождения через них света флуоресценции из глубины ткани. Имеется возможность одновременного наблюдения одного и того же участка в свете флуоресценции и в белом свете.

Пониженная чувствительность камерной головки к внешней засветке позволяет работать в светлом помещении, а дистанционные элементы управления позволяют быстро изменять режимы работы прибора. Прибор функционирует под управлением специализированной программы "Skin-Matrix". Программа обеспечивает возможность документирования результатов исследования в фото- и видеорежимах и выполнения измерительных функций, позволяющих объективно оценивать параметры флуоресцентной картины по интенсивности, цветовым различиям и размерам. Кроме диагностики, прибор может использоваться для контроля эффективности препаратов и фотодинамического лечебного воздействия.

Благодаря указанным особенностям прибор может стать полезным инструментом в дерматологии и косметологии и позволит расширить возможности неинвазивных методов исследования кожи.

ЛИТЕРАТУРА

1. Handbook of non-invasive methods and the skin / Edited by Serup J. et al. London. N.-Y.: CRC Press Taylor & Francis Group, 2006. 1029 p.
2. *Herpens A. et al.* Fluorescence Photography of Sebaceous Follicles // Handbook of non-invasive methods and the skin / Edited by Serup J. et al. London. N.-Y.: CRC Press Taylor & Francis Group, 2006. P. 853–860.
3. *Wagnieres G. et al.* In vivo fluorescence spectroscopy and

imaging for oncological applications // Photochem. Photobiology. 1998. 68(5). P. 603–632.

4. *Карнаухов В.Н.* Люминесцентный спектральный анализ клеток. М.: Наука, 1978. С. 131.
5. *Richards-Kortum R., Sevick-Muraca E.* Quantitative optical spectroscopy for tissue diagnosis // Annual Review of Physical Chemistry. 1996. 47(1). P. 555–606.
6. *Панаян Г.В., Канг Ук.* Флуоресцентная эндоскопическая видеосистема // Оптический журнал. 2006. Т. 73. № 10. С. 94–99.
7. *Fritch C., Ruzichka T.* Fluorescence Diagnosis and Photodynamic Therapy of Skin Diseases. Wien–N.-Y. Springer-Verlag.; 2003. P. 124.
8. *Lucchina L. et al.* Fluorescence photography in the evaluation of acne // J. Am. Acad. Dermatology. 1996. V. 35. P. 58–63.
9. *Pagnoni A. et al.* Digital fluorescence photography can assess the suppressive effect of benzoyl peroxide on Propionibacterium acnes // J. Am. Acad. Dermatology. 1999. V. 41. P. 710–716.
10. *Ahn H.H. et al.* Fluorescence digital photography of acnes using a light-emitting diode illuminator // Skin research and technology. 2006. 12. P. 289–291.
11. <http://www.biocam.de/>
12. *Papayan G.V., Barsky I.Ya.* Contact Luminescence spectrophotometry for biomedical studies // Proc. SPIE. V. 4515. 2001. P. 125–136.
13. <http://www.biospec.ru>
14. <https://www.varianinc.com/media/sci/apps/app05.pdf>
15. *Hewett J. et al.* Fluorescence detection of superficial skin cancer // J. Mod. Opt. 2000. V. 47. P. 2021–2027.
16. *Hewett J. et al.* The application of compact multispectral imaging system with integrated excitation source to in vivo monitoring of fluorescence during topical photodynamic therapy of superficial skin cancer // Photochemistry and Photobiology. 2001. V. 73 № 30. P. 278–282.
17. *Scott M. et al.* Fluorescence photodiagnostics and photobleaching studies of cancerous lesions using Ratio Imaging and Spectroscopic Techniques // Lasers Med. Sci. London. Springer-Verlag, 2000. P. 63–72.
18. *Bissonnette R. et al.* Psoriatic plaques exhibit red autofluorescence that is due to protoporphyrin IX // J. Invest. Dermatology. 1998. V. 111. P. 586–591.
19. *Andersson-Engels S. et al.* In vivo fluorescence imaging for tissue diagnostics // Phys. Med. Biol. 1997. V. 42. P. 815–824.
20. *Панаян Г.В. и др.* Оценка эффективности наружной терапии акне путем анализа цветных флуоресцентных изображений кожи // Актуальные проблемы лазерной медицины. Сборник научных трудов под редакцией Н.Н. Петрищева. С. 201–210.
21. *Strattonnicov A. et al.* Photobleaching of endogenous fluorochroms in tissues in vivo during laser irradiation // Proc. SPIE. 2001. V. 4241. P. 13–24.