

Спектральные линзы для выделения кровеносных сосудов на коже

М.М. Хамза¹, В.А. Бланк^{1,2}, В.В. Подлипов^{1,2}, Л.Л. Досколович^{1,2}, Р.В. Скиданов^{1,2}, Б. Фан³

¹ Самарский национальный исследовательский университет имени академика С.П. Королёва, 443086, Россия, г. Самара, Московское шоссе, д. 34;

² ИСОИ РАН – филиал ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН, 443001, Россия, г. Самара, ул. Молодогвардейская, д. 151;

³ Институт оптики и электроники Китайской академии наук, Чэнду 610209, Китай

Аннотация

Представлен лабораторный макет для визуализации кровеносных сосудов на коже человека. Для выделения кровеносных сосудов на коже используется дифракционный оптический элемент нового типа – спектральная линза. Показано, что визуализация кровеносных сосудов наиболее эффективна в виде получения индексного изображения по длинам волн 735 нм и 835 нм по формуле, аналогичной формуле расчета индекса NDVI. В работе также используется прикладное программное обеспечение, которое предназначено для решения задач спектрального анализа.

Ключевые слова: гиперспектрометр, гиперкуб, спектральный анализ, кровеносные сосуды на коже, спектральная дифракционная линза.

Цитирование: Хамза, М.М. Спектральные линзы для выделения кровеносных сосудов на коже / М.М. Хамза, В.А. Бланк, В.В. Подлипов, Л.Л. Досколович, Р.В. Скиданов, Б. Фан // Компьютерная оптика. – 2022. – Т. 46, № 6. – С. 899-904. – DOI: 10.18287/2412-6179-CO-1155.

Citation: Hamza MM, Blank VA, Podlipnov VV, Doskolovich LL, Skidanov RV, Fan B. Spectral lenses to highlight blood vessels in the skin. Computer Optics 2022; 46(6): 899-904. DOI: 10.18287/2412-6179-CO-1155.

Введение

Выделение картины структуры кровеносных сосудов на коже человека является важной практической задачей. Важность решения этой задачи связана с тем, что невозможность точного определения положения сосуда приводит к тому, что 25–50% пациентам требуются многократные попытки введения иглы [1]. Особенно плохо ситуация складывается для детей младше 2 лет. В этом случае с первой попытки получается ввести иглу только 38,9% против 53,5% у взрослых [2]. В результате этого существенно увеличивается и время процедуры, в среднем до 11 минут.

Проблема настолько серьезна, что для ускорения и облегчения проведения процедуры в ряде случаев используется такой сложный метод, как ультразвуковая визуализация в состоянии седации или глубокой седации [3]. Таким образом, визуализация кровеносных сосудов на коже оптическими методами является актуальной проблемой в настоящее время.

Искусственная визуализация кровеносных сосудов осуществлялась с помощью специальной подсветки мощным источником белого света [4]. Однако, как отмечено в [4], метод ограничивается детьми, т.к. даже мощной подсветки недостаточно для плотных тканей у взрослых людей, к тому же метод признан небезопасным для всех участков тела, кроме конечностей, поскольку мощность примерно в 200 Вт концентрируется на относительно небольшом участке тела с помощью волновода. Есть целый ряд работ, в которых используется специальная подсветка в

ближнем инфракрасном диапазоне [5–10]. Но в этих исследованиях так и не получен однозначный результат относительно наиболее эффективной длины волны. Так, в [5] описан метод выделения сосудов на изображении за счет использования специальной узкополосной подсветки с использованием лазерного диода с длиной волны 830 нм, однако в этой работе вместо кожи использован ее модельный объект, что вызывает некоторые сомнения в практической применимости результатов. В [6, 7] утверждается, что контрастное изображение кровеносных сосудов можно получить при использовании инфракрасного излучения из всего спектра, доступного камерам с обычными кремниевыми светочувствительными матрицами от 720 нм до 1100 нм. В работе [8] наилучший результат получен для длины волны 850 нм. В работе [9] получен близкий, но все же отличающийся результат – 880 нм. В работе [10] используется широкодиапазонная подсветка от 760 до 960 нм. Такая несогласованность результатов, очевидно, связана с широким разбросом параметров человеческой кожи, и поэтому существует множество методов выделения кровеносных сосудов на основе инфракрасной подсветки. Анализ публикаций последних лет [11–14] показывает, что большинство исследователей руководствуются критерием видимости кровеносных сосудов без объективных числовых параметров, что затрудняет сравнение методов. На это также указывает и обзор коммерчески доступных приборов [15], где демонстрируются рабочие изображения в виде бинарного результата цифровой обработки. Значитель-

ное количество объективных числовых параметров присутствует только в [14]. Но данная публикация посвящена методам идентификации по кровеносной системе, где главными параметрами являются ошибки первого и второго рода, поэтому не годятся для сравнения.

Целью данного исследования является оценка возможности использования индексного подхода [16], который обычно используется в сельскохозяйственных приложениях, для визуализации кровеносных сосудов. В качестве индексной формулы используется формула, аналогичная расчетам индекса NDVI, но для длин волн 735 и 835 нм. Для выделения узких спектральных полос в работе использован дифракционный оптический элемент нового типа – спектральная линза, формирующая в +1 и –1 порядках изображения для длин волн 835 и 735 нм соответственно. Метод расчета таких элементов представлен в [17, 18]. Ранее в [19] уже было продемонстрировано получение индексного изображения водного индекса (water band index) на основе использования подобной спектральной линзы.

1. Метод поиска длин волн, на которых наблюдается наилучшая видимость сосудов, и изготовление спектральной дифракционной линзы для этих длин волн

Способ расчета спектральных дифракционных линз (СДЛ) был подробно описан в [3], поэтому в рамках данной работы мы не будем подробно его описывать. Длины волн для расчета индексного изображения были определены методом полного перебора. Часть метода описана в [20]. В этом методе осуществляется расчет по всем сочетаниям спектральных каналов полноформатного гиперспектрального изображения, а затем по получившемуся набору индексных изображений определяются длины волн, при использовании которых в индексном изображении наиболее ярко отображается целевой объект. Этот метод довольно затратный по времени, поскольку, например, при 250 спектральных каналах, получаемых гиперспектрометром, получается $250 \times 249 = 62250$ индексных изображений, которые чаще всего приходится просматривать в ручном режиме. Такой поиск был проведен для гиперспектрального изображения руки снятого на гиперспектрометре.

Для этого вычислялось индексное изображение по формуле, похожей на формулу вычисления индекса NDVI:

$$I(x, y) = \frac{I_{\lambda_1}(x, y) - I_{\lambda_2}(x, y)}{I_{\lambda_1}(x, y) + I_{\lambda_2}(x, y)}, \quad (1)$$

где $I(x, y)$ – индексное изображение, $I_{\lambda_1}(x, y)$ – изображение на длине волны λ_1 , $I_{\lambda_2}(x, y)$ – изображение на длине волны λ_2 .

На основе этого поиска были определены две длины волны $\lambda_1 = 735$ нм и $\lambda_2 = 835$ нм, которые давали наибо-

лее контрастное изображение сосудов в сформированном индексном изображении.

Спектральная дифракционная линза для выделения сосудов на коже была изготовлена методом прямой лазерной записи на станции лазерной записи CLWS-2014 по фоторезисту ФП-3535, который был предварительно нанесен на кварцевую подложку методом центрифугирования толщиной 6 мкм. При этом высота формируемого микрорельефа составила около 4 мкм. Для удобства изготовления диаметр линзы был ограничен диаметром 12 мм, фокусное расстояние $f = 70$ мм было выбрано из соображения удобства при проведении экспериментальных исследований. На рис. 1а показано изображение микрорельефа СДЛ для разделения длин волн 735 нм и 835 нм, которое было получено в оптическом микроскопе. Спектральная ширина линии по спаду e^2 составляет 20 нм.

На рис. 1б представлено изображение участка микрорельефа, где хорошо видна в том числе и тонкая структура СДЛ. На рис. 1в представлена профилограмма, полученная по линии симметрии линзы в профилометре Tencor.

Тонкая структура СДЛ видна как высокочастотная составляющая профилограммы на рис. 1в. На рис. 1б эта тонкая структура заметна на границах зон.

2. Экспериментальные исследования СДЛ

Для исследования использовалось предплечье здорового 35-летнего испытуемого. Предплечье было освещено при помощи галогеновой лампы 1, затем отраженный световой поток попадал на линзу 3. При помощи линзы 3 формировалось изображение объекта 2 в плоскости щелевой диафрагмы 4 шириной 80 мкм, после чего СДЛ 5 формировала спектральное изображение на светочувствительной матрице камеры Basler acA 1920-40um. Основной принцип пользовательской оптической системы визуализации показан на рис. 2, где ключевым элементом для получения необходимых гиперспектральных изображений была камера на основе изготовленной СДЛ со спектральным диапазоном светочувствительного сенсора 400–1000 нм Basler acA 1920-40um. Оптическая установка была закреплена во время сканирования на расстоянии 1 м от исследуемого образца на специальной поворотной платформе. Поскольку жесткое крепление предплечья затруднительно, в эксперименте постарались максимально ускорить процесс сканирования за счет использования мощной подсветки (мощность галогеновой лампы составила 1500 Вт). Лампа устанавливалась на расстоянии около 80 см от предплечья, максимально близко от оптической оси экспериментальной установки, угол расходимости используемой лампы составлял около 60° , таким образом, энергетическая освещенность поверхности кожи составляла около 800 Вт/м^2 . Эта освещенность примерно соответствует естественной освещенности в безоблачный день. Ширина спектральной линии позволяет оценить энергетиче-

ческую освещенность на рабочих длинах волн: так, на диапазон от 725 нм до 745 нм приходится 1,04% от полной мощности лампы, на диапазон от 825 нм до 845 нм приходится 1,23% от полной мощности лампы.

Таким образом, энергетическая освещенность в этих диапазонах составляет 8 Вт/м² и 10 Вт/м² соответственно, что достаточно для регистрации изображений камерой Basler acA 1920-40um.

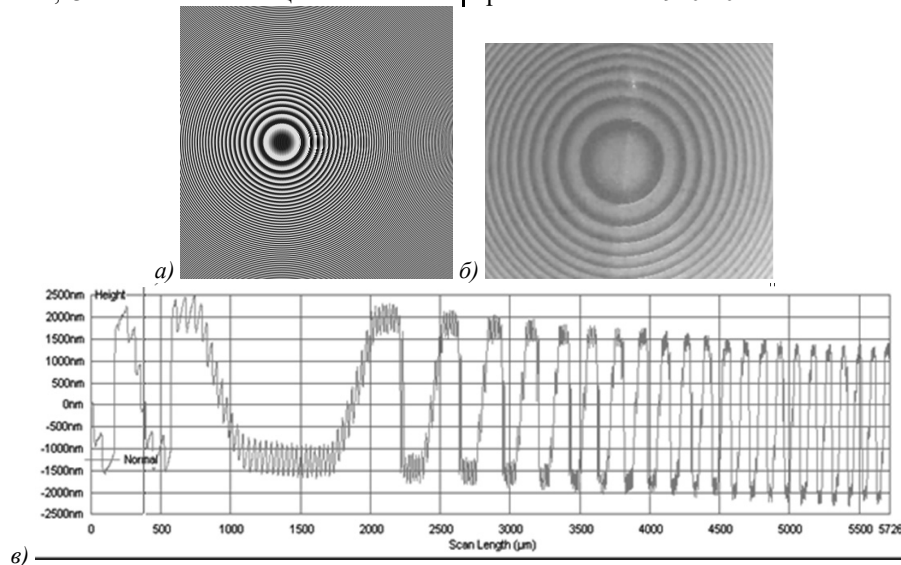


Рис. 1. Фазовая функция СДЛ (735 нм, 835 нм) (а), внешний вид центрального участка СДЛ (735 нм, 835 нм) с тонкой структурой под оптическим микроскопом (б), профилограмма СДЛ (735 нм, 835 нм), полученная вдоль линии симметрии линзы в профилометре Tencor (в)

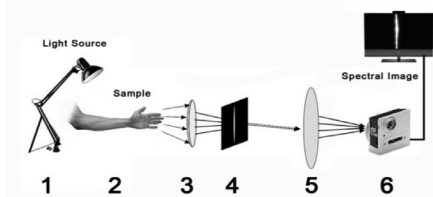


Рис. 2. Оптическая схема эксперимента: 1 – источник освещения, 2 – объект, 3 – линза, 4 – целевая диафрагма, 5 – СДЛ, 6 – камера Basler acA 1920-40um

За счет относительно небольшого расстояния до объекта расстояние между СДЛ и плоскостью регистрации составило 80 мм, где располагалась светочувствительная матрица камеры. На светочувствительной матрице регистрировались два порядка в -1 для длины волны 735 нм, в $+1$ для длины волны 835 нм.

После регистрации собиралось два изображения для длин волн 735 и 835 нм соответственно (рис. 3а и рис. 3б). После этого вычислялось индексное изображение по формуле (1).

На рис. 3в представлено получившееся индексное изображение. На рис. 3г – индексное изображение, подвергнутое нелинейной обработке для более контрастной видимости кровеносных сосудов, в ходе которой в сечении изображения по столбцам осуществлялось увеличение контраста до максимально возможного. На рис. 3д представлено изображение предплечья, снятое на ту же самую камеру при той же подсветке штатным объективом.

Как видно из рис. 3г, индексное изображение позволяет получить намного более контрастное изобра-

жение кровеносных сосудов на коже, чем изображение, снятое через штатный объектив. Также это изображение контрастнее любого из исходных узкополосных изображений, что подтверждает работоспособность использования исследуемой спектральной линзы для визуализации кровеносных сосудов. Для точного определения среднего по изображению контраста была использована специальная программа, которая по анализу всех возможных сечений изображения определяет среднее значение контраста по формуле.

$$\langle K \rangle = \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^M K_{ij}, \quad (2)$$

где N – количество пикселей в столбце изображения, M – количество детектируемых темных полос, K_{ij} определяется по формуле

$$K_{ij} = \frac{I_{ij \max} - I_{ij \min}}{I_{ij \max} + I_{ij \min}}, \quad (3)$$

где $I_{ij \max}$ – максимальное значение интенсивности в полосе, $I_{ij \min}$ – минимальное значение интенсивности в полосе. Для изображения на рис. 3а среднее значение контраста по области руки составило 0,058, для изображения на рис. 3б среднее значение контраста по области руки составило 0,061, для изображения на рис. 3в среднее значение контраста по области руки составило 0,114, для изображения на рис. 3г среднее значение контраста по области руки составило 0,163. Таким образом, объективно использование индексного изображения, рассчитанного по формуле (1), позволяет практически в два раза повысить контраст на

изображении кровеносных сосудов руки по сравнению с изображением, полученным при узкополосной подсветке, а при последующей обработке довести это преимущество до трехкратного. К сожалению, не представляется возможным сравнение с предшествующими работами, перечисленными в обзоре, поскольку в перечисленных работах контраст изображений кровеносных сосудов не вычислялся.

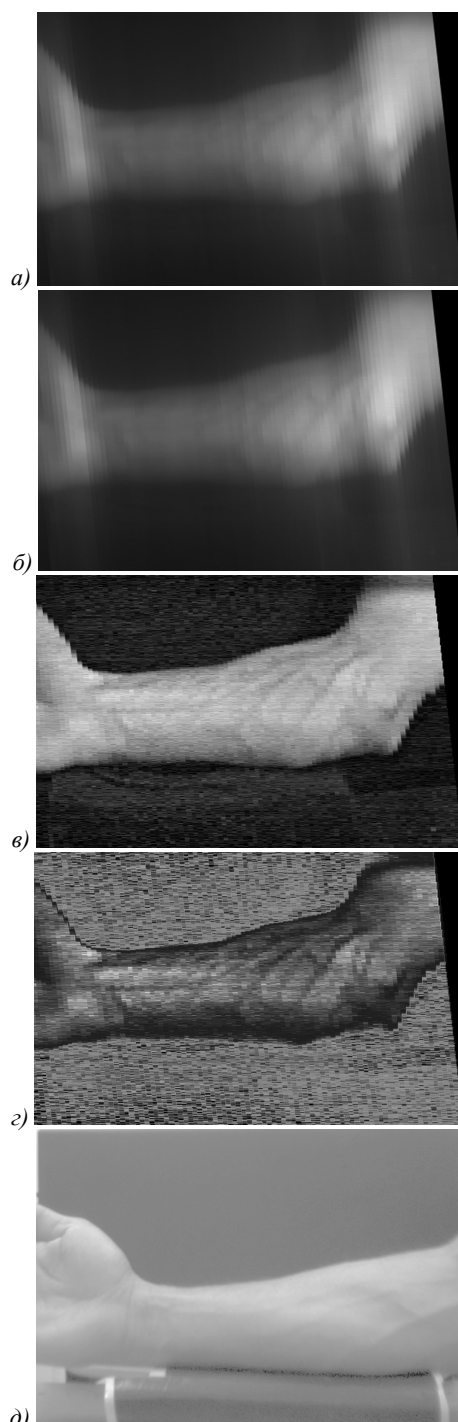


Рис. 3. Изображения руки на длинах волн 735 нм (а) и 835 нм (б), индексное изображение (в), обработанное индексное изображение (г), изображение предплечья, снятое на ту же самую камеру при той же подсветке штатным объективом (д)

Заключение

Продемонстрированный в статье лабораторный макет для формирования двух изображений в узких спектральных диапазонах дает хорошую альтернативу узкополосному освещению для визуализации кровеносных сосудов кожи человека. Проведенный эксперимент по получению индексного изображения сосудов кожи человека показал, что сформированное индексное изображение имеет средний контраст, почти вдвое превышающий контраст изображений, полученных при узкополосной подсветке. Использование дополнительной обработки позволяет получить изображение уже втрое более контрастное. Особенно важно, что индексное изображение получено без использования сложного и дорогого гиперспектрометра. А использованный для получения индексного изображения лабораторный макет на основе спектральной линзы, который можно называть сенсором спектрального индекса, является существенно более простой альтернативой. Более того, отсутствие специальной узкополосной подсветки на основе светодиодов позволяет говорить о более простом решении по сравнению с существующими коммерчески доступными приборами. Конечно, необходимость сканирования является недостатком предложенного метода, но этот недостаток не столь существен при использовании полученной информации в системах дополненной реальности.

Благодарности

Работа выполнена при поддержке гранта РФФ № 20-69-47110.

References

- [1] Frey A. Success rates for peripheral i.v. insertion in a children's hospital. Financial implications. *J Infus Nurs* 1998; 21(3): 160-165.
- [2] Reigart JR, Chamberlain KH, Eldridge D, O'Brien ES, Freeland KD, Larsen P, Hartzog TH. Peripheral intravenous access in pediatric inpatients. *Clin Pediatr* 2012; 51(5): 468-472. DOI: 10.1177/0009922811435164.
- [3] Munshey F, Parra DA, McDonnell C, Matava C. Ultrasound guided techniques for peripheral intravenous placement in children with difficult venous access. *Paediatr Anaesth* 2020; 30(2): 108-115. DOI: 10.1111/pan.13780.
- [4] Atalay H, Erbay H, Tomatir E, Serin S, Oner O. The use of transillumination for peripheral venous access in paediatric anaesthesia. *Eur J Anaesthesiol* 2005; 22(4): 317-318. DOI: 10.1017/s026502150524053x.
- [5] Bachir W, Abo Dargham F. Feasibility of 830 nm laser imaging for vein localization in dark skin tissue-mimicking phantoms. *Phys Eng Sci Med* 2022; 45(1): 135-142. DOI: 10.1007/s13246-021-01096-x.
- [6] Lin X, Zhuang B, Su X, Zhou Y. Measurement and matching of human vein pattern characteristics. *Journal of Tsinghua University* 2003; 43(2): 164-167.
- [7] Zhang J-Y, Sun M-H. Study on algorithm for skeleton features extraction of hand vein image. *J Comput Appl* 2007; 27(1): 152-154.

- [8] Wang K, Zhang Y, Yuan Z, Zhuang D. Hand vein recognition based on multi supplemental features of multi-classifier fusion decision. 2006 International Conference on Mechatronics and Automation 2006: 1790-1795. DOI: 10.1109/ICMA.2006.257486.
- [9] Li W, Yuan W. Imaging quality analysis on palm vein under different wavelengths near-IR. Computer Engineering and Applications 2011; 47(30): 15-18.
- [10] Zharov V, Ferguson S, Eidt J, Howard P, Fink L, Waner M. Infrared imaging of subcutaneous veins. Lasers Surg Med 2004; 34(1): 56-61. DOI: 10.1002/lsm.10248.
- [11] Madrid Garcia A, Horche PR. Light source optimizing in a biphotonic vein finder device: Experimental and theoretical analysis. Results Phys 2018; 11: 975-983. DOI: 10.1016/j.rinp.2018.10.033.
- [12] Pan C-T, Francisco MD, Yen C-K, Wang S-Y, Shiue Y-L. Vein pattern locating technology for cannulation: a review of the low-cost vein finder prototypes utilizing near infrared (NIR) light to improve peripheral subcutaneous vein selection for phlebotomy. Sensors 2019; 19(16): 3573. DOI: 10.3390/s19163573.
- [13] Ayoub Y, Serhal S, Farhat B, Ali A, Amatoury A, Nasser H, Ali MA. Diagnostic superficial vein scanner. 2018 Int Conf on Computer and Applications (ICCA) 2018: 321-325. DOI: 10.1109/COMAPP.2018.8460229.
- [14] Uhl A, ed. Handbook of vascular biometrics. Springer; 2020.
- [15] 8 best devices for finding veins. Source: <<https://evercare.ru/news/8-luchshikh-ustroystv-dlya-poiska-ven>>.
- [16] Spectral Indices. Source: <<http://www.exelisvis.com/docs/SpectralIndices.html>>.
- [17] Soifer VA, ed. Methods for computer design of diffractive optical elements. New York: John Wiley & Sons Inc; 2002. ISBN: 978-0-471-09533-0.
- [18] Skidanov RV, Doskolovich LL, Ganchevskaya SV, Blank VA, Podlipnov VV, Kazanskiy NL. Experiment with a diffractive lens with a fixed focus position at several given wavelengths. Computer Optics 2020; 44(1): 22-28. DOI: 10.18287/2412-6179-CO-646.
- [19] Blank V, Skidanov R, Doskolovich L, Kazanskiy N. Spectral diffractive lenses for measuring a modified red edge simple ratio index and a water band index. Sensors 2021; 21(22): 7694. DOI: 10.3390/s21227694.
- [20] Firsov NA, Podlipnov VV, Ivliev NA, Nikolaev PP, Mashkov SV, Ishkin PA, Skidanov RV, Nikonov AV. Neural network-aided classification of hyperspectral vegetation images with a training sample generated using an adaptive vegetation index. Computer Optics 2021; 45(6): 887-896. DOI: 10.18287/2412-6179-CO-1038.

Сведения об авторах

Хамза Мохаммед Мохей, 1986 года рождения, в 2009 году получил диплом бакалавра физических наук в университете Аль-Кадисия Ирак, в 2017 году получил диплом магистра по направлению 03.04.02 «Физика», профиль образовательной программы «Биофотоника» в Саратовском национальном исследовательском государственном университете имени Н. Г. Чернышевского, работает учителем в управлении образования г. Аль-Кадисия, Ирак. Область научных интересов: оптика и биофотоника. E-mail: mohammed.mohee.1986@gmail.com.

Бланк Вероника Александровна, 1992 года рождения, в 2015 получила степень магистра в Самарском государственном аэрокосмическом университете им. ак. С.П. Королева (СГАУ) по специальности «Прикладные математика и физика». Кандидат физико-математических наук (2019), работает научным сотрудником в ИСОИ РАН – филиале ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН. Область научных интересов: спектроскопия, дифракционная оптика. E-mail: veronika_b@ipsiras.ru.

Подлипов Владимир Владимирович, инженер НИЛ-35 и ассистент кафедры технической кибернетики Самарского университета, инженер лаборатории микро- и нанотехнологий Института систем обработки изображений РАН – филиала Федерального научно-исследовательского центра «Кристаллография и фотоника» Российской академии наук. Область научных интересов: математическое моделирование, электронно-лучевая литография и оптимизация технологических процессов травления в микроэлектронике, дифракционной оптике, технологии обработки и контроля поверхности. E-mail: podlipnovvv@ya.ru.

Досколович Леонид Леонидович, в 1989 году с отличием окончил Куйбышевский авиационный институт (КуАИ, ныне – Самарский национальный исследовательский университет имени академика С.П. Королева) по специальности «Прикладная математика». Доктор физико-математических наук (2001 год), профессор, работает ведущим научным сотрудником лаборатории дифракционной оптики ИСОИ РАН – филиала ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН, профессором кафедры технической кибернетики Самарского университета. Специалист в области дифракционной оптики, лазерных информационных технологий, нанопотоники. E-mail: leonid@ipsiras.ru.

Скиданов Роман Васильевич, 1973 года рождения. В 1990 году с отличием окончил Самарский государственный университет (СамГУ) по специальности «Физика». Доктор физико-математических наук (2007 год), работает заведующим лабораторией микро- и нанотехнологий Института систем обработки изображений РАН (ИСОИ РАН), профессором кафедры технической кибернетики Самарского университета. Р.В. Скиданов – спе-

циалист в области дифракционной оптики, математического моделирования, обработки изображений и нанофотоники. В списке научных работ Р.В. Скиданова 250 статей, 8 монографий. E-mail: romans@ipsiras.ru.

Фан Б. (р. 1977). В 2000 году окончил Юго-Западный университет Минзу по специальности «Физика», а в 2006 году получил степень доктора оптической инженерии в Университете Китайской академии наук. В настоящее время он является профессором и старшим научным сотрудником Института оптики и электроники (ИОЕ) Китайской академии наук, Чэнду, Китай. Член SPIE. Член Китайского оптического общества. Секретарь Комитета по технологии оптического производства (Китайское оптическое общество). Является соавтором 120 научных работ, 2 монографий. Области исследований: технология дифракционной визуализации и оптическое производство. E-mail: fanbin@ioe.ac.cn.

ГРНТИ: 29.31.29

Поступила в редакцию 30 апреля 2022 г. Окончательный вариант – 21 июля 2021 г.

Spectral lenses to highlight blood vessels in the skin

M.M. Hamza¹, V.A. Blank^{1,2}, V.V. Podlipnov^{1,2}, L.L. Doskolovich^{1,2}, R.V. Skidanov^{1,2}, B. Fan³

¹IPSI RAS – Branch of the FSRC “Crystallography and Photonics” RAS,
443001, Samara, Russia, Molodogvardeyskaya 151,

²Samara National Research University, 443086, Samara, Russia, Moskovskoye Shosse 34,

³Institute of Optics and Electronics, Chinese Academy of Science, Chengdu 610209, China

Abstract

A device for visualization of blood vessels in the human skin is presented. A diffractive optical element is used to locate blood vessels in the skin image. It has been shown that visualization of blood vessels is most effective in the form of obtaining an index image at wavelengths of 735 nm and 835 nm. The index is calculated using a formula similar to the NDVI formula. The work also uses an application software that is used to solve the problems of spectral analysis.

Keywords: hyperspectrometer, hypercube, spectral analysis, blood vessels on the skin, spectral diffractive lens.

Citation: Hamza MM, Blank VA, Podlipnov VV, Doskolovich LL, Skidanov RV, Fan B. Spectral lenses to highlight blood vessels in the skin. *Computer Optics* 2022; 46(6): 899-904. DOI: 10.18287/2412-6179-CO-1155.

Acknowledgements: This work was supported by the Russian Science Foundation under RSF grant No. 20-69-47110.

Authors' information

Mohammed Mohey Hamza, born in 1986, in 2009 received a bachelor's degree in "Physical Sciences" from the University of Al-Qadisiya Iraq, in 2017 he received a master's degree in the field of 03.04.02 "Physics", the profile of the educational program "Biophotonics" at the Saratov National Research State University named after N. G. Chernyshevsky, works as a teacher in the Department of Education of the city of Al-Qadisiya Iraq. Research interests: optics and biophotonics. E-mail: mohammed.mohee.1986@gmail.com.

Veronika Alexandrovna Blank (b. 1992) graduated from Samara State Aerospace University in 2015, majoring in Applied Mathematics and Physics. Candidate of Physical and Mathematical Sciences (2019), researcher of the IPSI RAS – Branch of the FSRC “Crystallography and Photonics” RAS. Her research interests: spectroscopy, diffractive optics. E-mail: veronika_b@ipsiras.ru.

Vladimir Vladimirovich Podlipnov, an engineer at Samara National Research University's Lab-35, an engineer of the laboratory of Micro- and Nanotechnology of the Image Processing Systems Institute of the RAS – Branch of the FSRC “Crystallography and Photonics” of the Russian Academy of Sciences. His research interests: mathematical modeling, electron-beam lithography, optimization of etching procedures in microelectronics, diffractive optics and techniques for surface processing and inspection. E-mail: podlipnovvv@ya.ru.

Leonid Leonidovich Doskolovich graduated with honors (1989) from S.P. Korolyov Kuibyshev Aviation Institute (presently, Samara National Research University), majoring in Applied Mathematics. He received his Doctor in Physics & Maths (2001) degree from Samara National Research University. Leading researcher of the IPSI RAS – Branch of the FSRC “Crystallography and Photonics” RAS, professor at Samara University’s Technical Cybernetics subdepartment. Current research interests include diffractive optics, laser information technologies, nanophotonics. E-mail: leonid@ipsiras.ru.

Roman Vasilevich Skidanov (b. 1973). Graduated with honours (1990) from Samara State University (SSU), majoring in Physics. He received his Doctor in Physics & Maths (2007) degrees from Samara State University. He is the head of Micro- and Nanotechnologies laboratory of the Image Processing Systems Institute of RAS – Branch of the FSRC “Crystallography and Photonics” of the Russian Academy of Sciences, holding a part-time position of professor at Samara National Research University Technical Cybernetics sub-department. He is co-author of 250 scientific papers, 8 monographs. His current research interests include diffractive optics, mathematical modeling, image processing, and nanophotonics. E-mail: romans@ipsiras.ru.

B. Fan (b. 1977). Graduated from Southwest Minzu University in 2000, majoring in Physics. He received his Doctor in Optical Engineering degrees from University of Chinese Academy of Sciences in 2006. He is currently a Professor and Senior Researcher Fellow at the Institute of Optics and Electronics (IOE), the Chinese Academy of Sciences, Chengdu, China. Member of SPIE. Member of the Chinese Optical Society. Secretary of Committee of Optical Manufacturing Technology (Chinese Optical Society). He is co-author of 120 scientific papers, 2 monographs. Research fields including diffractive imaging technology and optical manufacturing. E-mail: fanbin@ioe.ac.cn.

Received April 30, 2022. The final version – July 21, 2022.
