

УДК 615.84

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ГРАНИЦ НОВООБРАЗОВАНИЙ КОЖИ МЕТОДОМ ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНОГО ОБРАТНОГО РАССЕЯНИЯ

©2012 В. П. Захаров¹, С. В. Козлов², Е. В. Тимченко¹, П. Е. Тимченко¹,
А. А. Морятов², И. А. Братченко¹, Л. А. Таскина¹

¹Самарский государственный аэрокосмический университет
имени академика С.П. Королёва (национальный исследовательский университет)
²Самарский государственный медицинский университет

Представлены экспериментальные результаты определения границ новообразований кожи методом дифференциального обратного рассеяния. В качестве порогового условия обнаружения границы предложено использовать дифференциальный коэффициент обратного рассеяния. На основании исследования кожи 27 пациентов показано, что введённый коэффициент позволяет выделять границу новообразований с погрешностью 1 мм с одновременной идентификацией типа новообразования для пигментного невуса, плоско-клеточного рака и меланомы.

Дифференциальное обратное рассеяние, новообразование, плоско-клеточный рак кожи, неинвазивная диагностика, дифференциальный оптический коэффициент, меланома, базалиома, невус.

Введение

Заболеваемость и смертность от рака кожи резко возросли в последние десятилетия. Ранняя диагностика основана на выяснении клинических симптомов опухоли и применении специальных диагностических методов, необходимых для постановки в кратчайшие сроки диагноза злокачественного новообразования и выбора оптимального метода лечения [1,2]. Большинство случаев рака кожи диагностируется на основании клинической истории и визуальной инспекции врача. Во многих случаях диагноз остается неизвестным и требует проведения биопсийного анализа для подтверждения предварительного диагноза. Данная процедура является инвазивной и оставляет болезненный рубец у пациента. Гистологический анализ образца является дорогим и трудоёмким, а также приводит к ненужным удалениям доброкачественных поражений [3]. Так, например, для злокачественного образования (меланомы) при опухоли толщиной 0,75 мм – 1,5 мм минимальная граница отступа составляет 1 см по всем направлениям.

Заведомо большая величина отступа для таких опухолей, например, превышающая 2 см, считается неоправданной. Опухоль, имеющая толщину 4 мм и более, рекомендуется удалять, отступив от края опухоли не менее чем на 2 см. Для опухоли с признаками изъязвления и кровоточивости поверхности максимальный отступ составляет до 3 см [4,5].

В связи с этим остается актуальным вопрос о проведении дополнительного обследования пациентов с новообразованиями на дооперационном этапе с целью определения истинных границ новообразований до их удаления, что может значительно снизить количество рецидивов опухолевого роста.

Среди одних из развивающихся и перспективных направлений неинвазивной диагностики опухолевых тканей являются оптические методы. К таким методам относятся методы дифференциального обратного рассеяния (ДР) [6] и комбинационного рассеяния (КР) [7], компьютерная томография [8], методы флуоресцентного анализа [9-17] и конфокальной микроскопии [18]. Компьютерная томография и магнитно-резонансная томография, а также

флуоресцентные методы являются трудоёмкими и дорогостоящими методами диагностики, не позволяют точно определить истинные границы опухоли во время операции и оценить состояние перифокальных зон вокруг опухоли.

Возможными решениями для определения типа новообразований кожи и его границы являются методы дифференциального обратного рассеяния [19,20] и спектроскопия комбинационного рассеяния [21,22]. Авторами статьи [23] был продемонстрирован метод комбинационного рассеяния в диагностике рака лёгких в естественных условиях. Несмотря на точность и направленность данного метода, проблема остаётся в трудоёмкости измерений и скорости получения данных. Также данный метод не позволяет определять границы новообразований кожи. Однако для обследования пациентов зачастую главную роль играет время обнаружения, определения типа и границ новообразования.

Авторами работы [24] были использованы оптические коэффициенты для определения меланина и эритемы кожи. Несмотря на то, что результаты являются перспективными для разработки спектроскопических методов в режиме реального времени, для диагностики

пигментных образований кожи данные коэффициенты не позволяют определять истинные границы новообразований кожи и судить об индивидуальных особенностях кожи человека, так как оптические характеристики кожи человека могут значительно меняться у людей разных рас и возрастов.

В связи с этим целью работы являлось развитие оптических методов диагностики новообразований для выявления их типов и границ, а также учёта индивидуальных особенностей кожи человека.

Материалы и методы исследований

В качестве объектов исследований были использованы образцы различных новообразований кожи человека (пигментный невус, базально-клеточный рак, злокачественная меланома, плоскоклеточный рак). Было исследовано 27 пациентов с различными типами новообразований кожи. Дополнительно проводился гистологический анализ новообразований кожи и исследования структурных изменений опухоли с помощью метода конфокальной микроскопии [25]. Характерные микроснимки различных типов новообразований кожи представлены на рис. 1.

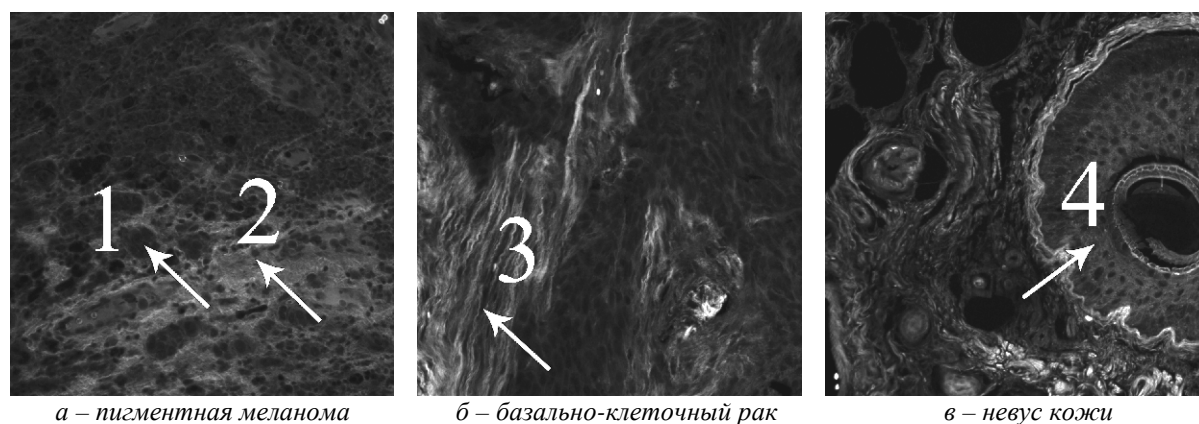


Рис. 1. Объекты исследований (увеличение 900х, размер снимков 400х400 мкм)

Морфологическая структура в зависимости от типа опухоли имеет различное строение. Так, на рис.1а визуализируются комплексы злокачественных клеток с тёмными гиперхромными ядрами (1), расширенный кровеносный сосуд (2), т.е. картина, характерная для злокачественного новообразования. На рис.1б хорошо визуализируются коллагеновые волокна дермы с островками опухолевых (базалиоидных) клеток (3), т.е. картина характерная для инвазивного (местно-распространённого) рака кожи. На рис. 1в представлено изображение, характерное для нормальной структуры кожи с наличием развитых придатков кожи, что соответствует доброкачественной природе новообразования (4) (в правой части визуализируется срез волоса с элементами многослойного плоского эпителия по периферии).

Как видно из микроснимков, морфологическая структура злокачественного новообразования существенно отличается от доброкачественной природы новообразования, что приводит к изменению интенсивности обратного рассеянного сигнала. Поэтому для контроля изменения оптических свойств новообразований кожи был использован метод дифференциального обратного рассеяния.

Экспериментальный стенд, реализующий метод дифференциального обратного рассеяния, представлен на рис. 2. Экспериментальная установка включала в себя источник излучения, волоконную систему сбора и подачи излучения 1 и трёхзеркальный спектрограф Shamrock SR-303i (фокальная длина 303 мм) 7 с интегрированной цифровой камерой ANDOR DV-420A-OE (1024x256, 26 мкм², 16 бит) 8, а также транспортёр 10 с линейным шаговым двигателем оси X. Однокоординатный шаговый привод позволяет достаточно точно и быстро сканировать образцы, что даёт более полное представление о

произошедших в исследуемых тканях изменениях.

Данная экспериментальная установка позволяет работать с излучением в спектральном диапазоне от ближнего УФ до ближнего ИК (180-1200 нм) с погрешностью регистрации $\pm 0,2$ нм. Излучение от широкополосного источника 2 направлялось в два канала: диагностический и опорный. Излучение в диагностическом канале проходило через излучающее волокно 3 и подавалось на объект 4. Диаметр пятна интенсивности обратного рассеяния на образце составлял 1 мм. Образец располагался на расстоянии 2 мм приёмного 5 и излучающего 3 волокон. Данная высота была определена экспериментальным путём и выбиралась исходя из максимального уровня сигнала интенсивности обратного рассеяния. Опорный же канал через волокно 6 передавал излучение на спектрограф 7 для регистрации спектра самого источника. Таким образом, волоконная система сбора излучения позволяла параллельно регистрировать и оцифровывать обратно отражённый сигнал от образца и спектр источника для нормировки на него. Параллельность регистрации позволила уйти от температурных колебаний теплового источника. Сканирование проводилось в 16-19 точках объекта по оси X с помощью шагового двигателя 10 (скорость перемещения – 2 мм/с, шаг – 1 мм). В каждой точке проводилось измерение спектральной плотности интенсивности обратного рассеяния. Значения интенсивности обратного рассеяния от исследуемого объекта обрабатывались с помощью программы «MathCad»14. Также проводилась дополнительная обработка, которая заключалась в сглаживании значений спектральной плотности интенсивности от длины волны при помощи медианного и усредняющего фильтров. Из-за отсутствия резонансного поглощения это является допустимым и позволяет в разы уменьшить погрешность за счёт уменьшения влияния шумов.

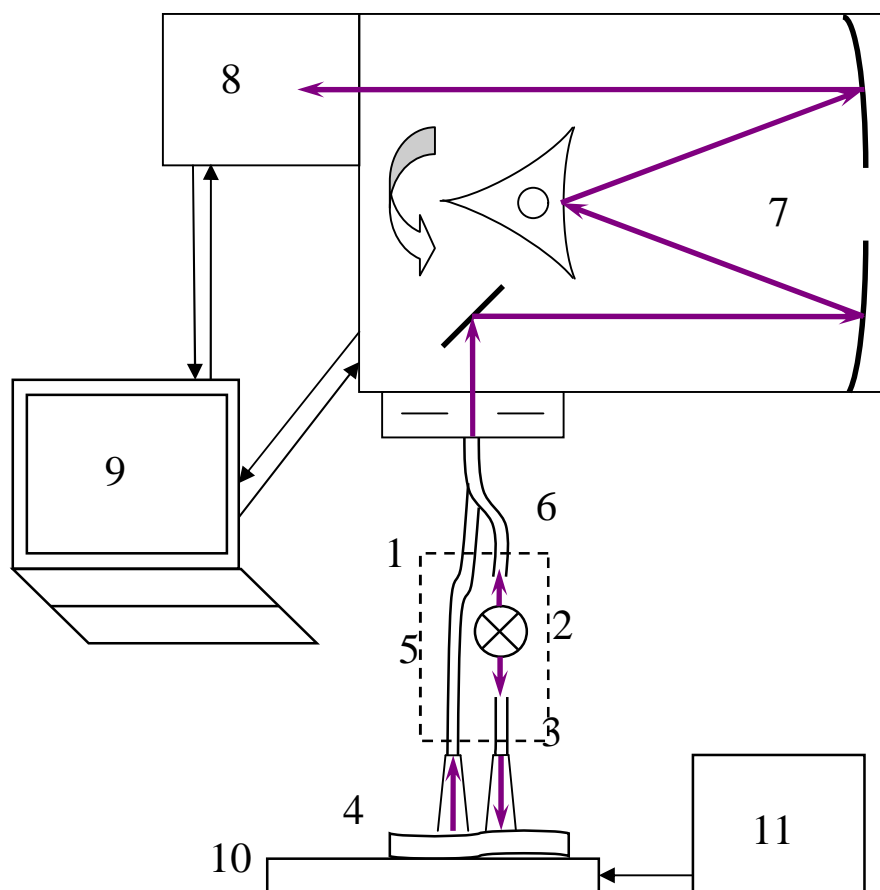


Рис. 2. Экспериментальный стенд для исследования спектральных свойств патологических тканей:
 1 – волоконный блок, 2 – широкополосный источник, 3 – излучающее волокно, 4 – объект,
 5 – диагностическое волокно, 6 – опорное волокно, 7 – спектрограф Shamrock sr-303i,
 8 – цифровая камера ANDOR DV-420A-OE, 9 – компьютер, 10 – транспортёр с шаговым двигателем,
 11 – блок управления транспортёром

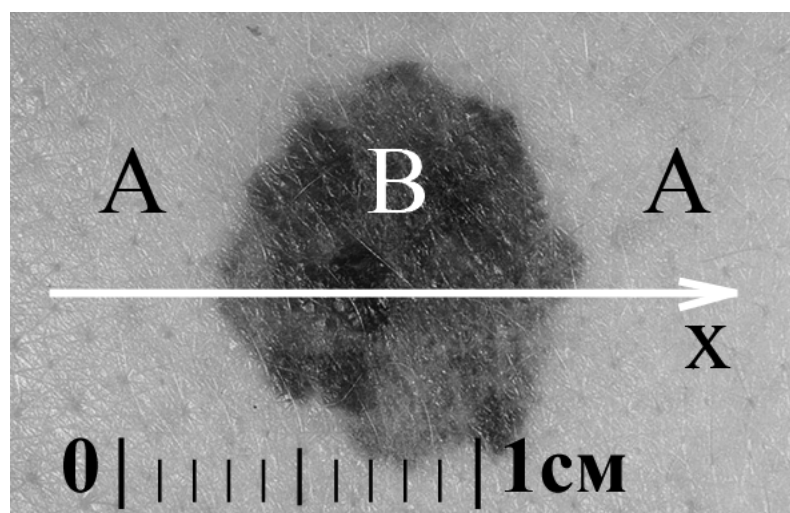


Рис. 3. Образец исследования: В – место злокачественной области; А – участок здоровой кожи

Эксперименты проводились в одинаковых температурных условиях, при равных условиях освещённости помещения и определённой геометрии установки (рис. 3).

Из гистологического анализа (рис.1) известно, что для злокачественной меланомы характерным является повышенное содержание меланина и расширенные кровеносные сосуды. В связи с этим в качестве основного оптического коэффициента, определяющего границы и тип новообразования, был введён следующий дифференциальный оптический коэффициент:

$$S = 8(K - I) + (M - I), \quad (1)$$

где $K = R_{760}/R_{560}$ – коэффициент, равный отношению интенсивностей обратного рассеяния на длине волны 760 нм (область минимума поглощения гемоглобина) и 560 нм (область максимума поглощения гемоглобина). Данный коэффициент учитывает индивидуальные оптические особенности кожи и позволяет

идентифицировать здоровый участок на фоне участка кожи с новообразованиями:

$$M = (LgR_{650} - LgR_{700}) / M_{min}, \quad (2)$$

M – модернизированный индекс меланина, введённый на основе работ [11-12]; R_{650} – коэффициент обратного рассеяния на длине волны 650 нм и R_{700} – коэффициент обратного рассеяния на длине волны 720 нм, M_{min} – минимальное значение индекса для данного пациента в непоражённой области. В связи с минимальным влиянием гемоглобина в ближней инфракрасной области спектра в спектральном диапазоне 620-720 нм индекс меланина пропорционален содержанию меланина в эпидермисе кожи.

Результаты исследований

Рассмотрим результаты по исследованию спектральной плотности интенсивности обратного рассеяния новообразований кожи.

На рис. 4 представлен введённый оптический коэффициент S для различных типов новообразований кожи.

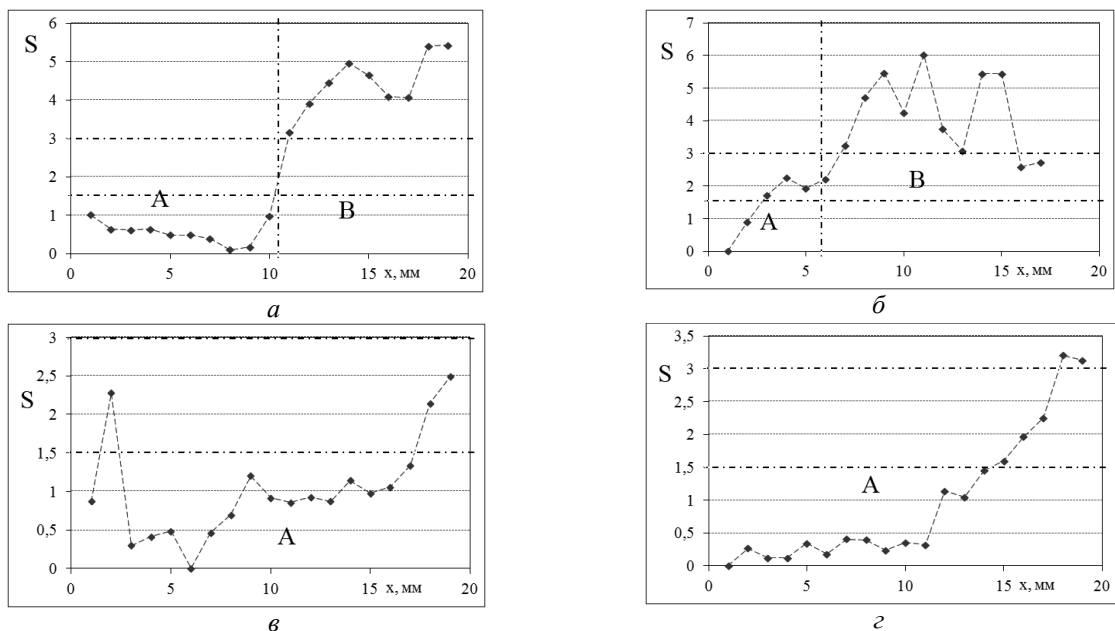


Рис. 4. Зависимость оптического коэффициента от координаты x сканирования образца для различных новообразований кожи:

A – область доброкачественного образования или здоровый участок кожи,

B – область злокачественного новообразования кожи:

a – меланома; $б$ – плоско-клеточный рак; $в$ – базально-клеточный рак; $г$ – невус

Из рис. 4 видно, что введённый оптический коэффициент S позволяет идентифицировать тип новообразований. Так, например, для меланомы и плоско-клеточного рака значения коэффициента S составляют более 3. А для невуса и здоровой кожи значения коэффициента S не превышают 1,5.

Недостатком введённого оптического коэффициента, как видно из рис. 4, является то, что он не позволяет идентифицировать базально-клеточный рак.

На рис. 4 в областях исследований А

и В наблюдаются некоторые флуктуации дифференциального оптического коэффициента S . Это связано с тем, что для всех новообразований кожи характерным является поверхностная структурная неоднородность, что непосредственно приводит к изменению спектральной плотности интенсивности обратного рассеяния.

На основе проведённых исследований были введены критерии для определения границ и типа новообразований кожи, которые сведены в табл.1.

Таблица 1. Критерии определения границы и типа новообразований кожи

| № | Наименование новообразований кожи | Гистологический анализ/ Количество пациентов | Область новообразований кожи | Оптический коэффициент S , отн.ед. |
|---|-----------------------------------|---|------------------------------|---|
| 1 | Меланома | 10 | Опухоль | > 3 |
| | | | Переходная | 1,5-3 |
| | | | Здоровая | 0-1,5 |
| 2 | Плоско-клеточный рак | 5 | Опухоль | 3-6 |
| | | | Переходная | 1,5-3 |
| | | | Здоровая | 0-1,5 |
| 3 | Базально-клеточный рак | 8 | Опухоль | 0-1,5 |
| 4 | Пигментный невус | 4 | Образование | 0-1,5 |

Из табл.1 видно, что введённый коэффициент S позволяет не только идентифицировать тип новообразований кожи, но и определять его границу. Так, например, значения коэффициента S для меланомы в области опухоли составляет >3, для плоскоклеточного рака – 3-6, а для здоровой кожи – 0-1,5, что позволяет идентифицировать данные типы новообразований кожи.

Граница новообразований определялась исходя из значений оптического коэффициента S в переходной области (область с частичной локализацией раковых клеток). Так, например, значения оптического коэффициента S для здоровой кожи составляет 0-1,5, для переходной области – 1,5-3, а для центра опухоли – >3.

Выводы

1. Экспериментально установлено, что введённый оптический коэффициент обратного рассеяния позволяет идентифицировать типы новообразований кожи. Для меланомы и плоскоклеточного рака значения дифференциального оптического коэффициента составляют более 3.

2. Показано, что с помощью метода дифференциального обратного рассеяния можно определять границы новообразования кожи с погрешностью 1 мм.

3. Введены критерии определения границ и типа новообразований кожи, что позволит на дооперационном периоде определять зону иссечения опухоли с целью уменьшения её рецидива.

4. В результате исследований можно создать прибор для экспресс неинвазивной диагностики локализации новообразований кожи.

Работа выполнена при поддержке Федеральной целевой программы «Научные и научно-педагогические кадры инновационной России» (2009-2013 гг.).

Библиографический список

1. Wang, L.V. Skin cancer detection by spectroscopic oblique-incidence reflectometry: classification and physiological origins [Text] / L.V. Wang // *Appl. Opt.* – 2004. – №43. – P. 2643-2650.

2. Новик, А.В. Меланома кожи: новые подходы [Текст] / А.В. Новик // *Практическая онкология.* – 2011. – № 1 (12). – С. 36–42.

3. Mogensen, M. Diagnosis of nonmelanoma skin cancer/keratinocyte carcinoma: a review of diagnostic accuracy of nonmelanoma skin cancer diagnostic tests and technologies [Text] / M. Mogensen, G. B. Jemec // *Dermatol Surg.* – 2007. – №33(10). – P.1158-1174.

4. Salomatina, E. Optical properties of normal and cancerous human skin in the visible and nearinfrared spectral [Text] / E. Salomatina [et al.] // *J. Biomed. Opt.* – №11(6). – 2006. – 064026.

5. Diebele, I. Analysis of skin basalioma and melanoma by multispectral imaging [Text] / I. Diebele [et al.] – *Proc. of SPIE.* – 2012. – Vol. 8427 842732–1.

6. Захаров, В.П. Применение метода обратного дифференциального рассеяния для исследования биообъектов [Текст] / В.П. Захаров, П.Е. Тимченко, Р.В. Козлов, С.П. Котова, Е.В. Тимченко, В.В. Якуткин // *Физика волновых процессов и радиотехнические системы.* – 2008. – Т.11, №4. – С. 89–97.

7. Hanlon, E.B. Prospects for in vivo Raman spectroscopy [Text] / E.B. Hanlon [et al.] // *Phys. Med. Biol.* – 2000. – №45. – R1-R59.

8. Pohost, G.M. Магнитно-резонансная и рентген-компьютерная

томографии при исследовании сердечно-сосудистой системы [Текст] / G.M. Pohost, D.J. Sarma, P.M. Colletti, M. Doyle // *Основы кардиологии. Принципы и практика,* 2005. – С. 295–323.

9. Butte, P.V. Intraoperative delineration of primary brain tumors using time-resolved fluorescence spectroscopy [Text] / P.V. Butte, Q. Fang, J.A. Jo, W.H. Yong, B.K. Pikul, K.L. Black, and L. Marcu // *J. Biomed. Opt.* – 2010. – №15(2). – 027008.

10. Butte, P.V. Diagnosis of meningioma by time resolved fluorescence spectroscopy [Text] / P.V. Butte, B.K. Pikul, A. Hever, W.H. Yong, K.L. Black, and L. Marcu // *J. Biomed. Opt.* – 2005. – №10(6). – 064026.

11. Galletly, N.P. Fluorescence lifetime imaging distinguishes basal cell carcinoma from surrounding uninvolved skin [Text] / N.P. Galletly, J. Mcginty, C. Dunsby, F. Teixeira, J.Requejo-Isidro, I. Munro, D.S. Elson, M.A.A. Neil [et al.] // *Br. J. Dermatol.* – 2008. – №159(1) – P.152–161.

12. Mcginty, J. Wide-field fluorescence lifetime imaging of cancer [Text] / J. Mcginty, N.P. Galletly, C. Dunsby, I. Munro, D. S.Elson [et al.] // *Biomed. Opt. Express.* – 2010. – №1(2) – P.627-640.

13. Pradhan, A. Time-resolved UV photoexcited fluorescence kinetics from malignant and non-malignant breast tissues [Text] / A. Pradhan, B.B. Das, K.M. Yoo, R.R. Alfano, J. Cleary, R. Prudente, and E. Celmer // *Proc. SPIE Conference.* – 1992. – №1599. – P.81-84.

14. Wang, C.Y. Time-resolved autofluorescence spectroscopy for classifying normal and premalignant oral tissues [Text] / C.Y. Wang, H.M. Chen, C.P. Chiang, C. You, and T.C. Hsiao // *Lasers Surg. Med.* – 2005 – №37(1). – P.37-45.

15. Pfefer, T.J. Temporally and spectrally resolved fluorescence spectroscopy for the detection of high grade dysplasia in Barrett's esophagus [Text] / T.J. Pfefer, D.Y. Paithankar, J.M. Ponerros, K.T. Schomacker, and N.S. Nishioka // *Lasers Surg. Med.* – 2003. – №32(1). – P.10-16.

16. Leppert, J. Multiphoton excitation of autofluorescence for microscopy of glioma tissue [Text] / J. Leppert, J. Krajewski, S.R. Kantelhardt, S. Schlaffer, N. Petkus, E. Reusche, G. Huttmann, and A. Giese // *Neurosurgery*. – 2006. – №58(4). – P.759-767.

17. Cicchi, R. Time- and Spectral-resolved two-photon imaging of healthy bladder mucosa and carcinoma in situ [Text] / R. Cicchi, A. Crisci, A. Cosci, G. Nesi, D. Kapsokalyvas, S. Giancane, M. Carini, and F. S. Pavone // *Opt. Express*. – 2010. – №18(4). – P.3840-3849.

18. Busam, K.J. Morphological features of melanocytes, pigmented keratinocytes and melanophages by in vivo confocal scanning laser microscopy [Text] / K. J. Busam, C. Charles, G. Lee, and A. C. Halpern // *Mod. Pathol.* – 2001. – №14(9). – P.862–868.

19. Bath-Hextall, F. Interventions for basal cell carcinoma of the skin: systematic review [Text] / F. Bath-Hextall, J. Bong, W. Perkins, and H. Williams // *Br. Med. J.* – 2004. – №329. – P.704-713.

20. Mogensen, M. Diagnosis of nonmelanoma skin cancer/keratinocyte carcinoma: a review of diagnostic accuracy of nonmelanoma skin cancer diagnostic tests and technologies [Text] / M. Mogensen and G.B.E. Jemec // *Dermatol. Surg.* – 2007. – №33. – P.1146-1177.

21. Krafft, C. Raman mapping and FTIR imaging of lung tissue: congenital cystic adenomatoid malformation [Text] / C. Krafft, D. Codrich, G. Pelizzo, and V. Sergio // *Analyst (Cambridge, U.K.)*. – 2008. – №133. – P.361-371.

22. Keller, M. Raman spectroscopy for cancer diagnosis [Text] / M. Keller, E. M. Kanter, A. Mahadevan-Jansen // *Spectroscopy*, – 2006. – 21-11. – P.33-41.

23. Oshima, Y. Discrimination analysis of human lung cancer cells associated with histological type and malignancy using Raman spectroscopy [Text] / Y. Oshima, H. Shinzawa, T. Furihata, H. Sato // *Journal of Biomedical Optics*. – 2010. – 15-20, – 017009 – (1-7).

24. Dimou, G.Z.A. Melanin absorption spectroscopy: new method for noninvasive skin investigation and melanoma detection [Text] / G.Z.A. Dimou, I. Bassukas, D. Galaris, A.T.E. Kaxiras // *Journal of Biomedical Optics* – 2008. – №13(1), – 014017-(1-8).

25. Волова, Л.Т. Оценка жизнеспособности клеток на бионосителе при помощи конфокальной микроскопии [Текст] / Л.Т. Волова, П.Е. Тимченко, Е.В. Тимченко, В.П. Захаров, В.В. Болтовская, М.А. Тертерян, В.В. Россинская // *Морфологические ведомости*. – 2011. – №3. – С. 22-27.

IDENTIFYING THE BOUNDARIES OF SKIN TUMORS BY DIFFERENTIAL BACKSCATTER

© 2012 V. P. Zakharov¹, S. V. Kozlov², E. V. Timchenko¹, P. E. Timchenko¹,
A. A. Moryatov², I. A. Bratchenko¹, L. A. Taskina¹

¹Samara State Aerospace University named after academician S.P. Korolyov
(National Research University)

²Samara State Medical University

The paper presents the experimental results of identifying the boundaries of skin tumors by differential backscatter. The differential coefficient of backscatter is proposed to be used as the threshold condition for identifying the boundary. The analysis of the skin of 27 patients showed that the ratio introduced makes it possible to identify the boundary of the tumors to within 1 mm with simultaneous identification of tumor types for pigmented nevi, epidermoid cancer and melanoma.

Differential backscatter, tumor, epidermoid cancer, non-invasive diagnosis, differential optical coefficient, melanoma, basal cell carcinoma, nevus.

Информация об авторах

Захаров Валерий Павлович, доктор физико-математических наук, профессор, заведующий кафедрой радиотехнических устройств, Самарский государственный аэрокосмический университет имени академика С.П. Королёва (национальный исследовательский университет). E-mail: zakharov@ssau.ru. Область научных интересов: биофотоника, нелинейные процессы в лазерах, физика плазмы, физика газового разряда, нелинейная оптика, разработка лазеров и лазерных систем, медицинская лазерная техника.

Козлов Сергей Васильевич, доктор медицинских наук, профессор, заведующий кафедрой онкологии, ГБОУ ВПО «Самарский государственный медицинский университет». Область научных интересов: онкология, эндосонография, фотодинамическая терапия, радиочастотная абляция.

Тимченко Елена Владимировна, кандидат физико-математических наук, доцент кафедры радиотехнических устройств, Самарский государственный аэрокосмический университет имени академика С.П. Королёва (национальный исследовательский университет). E-mail: vorobjeva.82@mail.ru. Область научных интересов: оптические методы диагностики, исследование взаимодействия низкоинтенсивного лазерного излучения с биологическими объектами, экологический мониторинг, спектроскопия.

Тимченко Павел Евгеньевич, кандидат физико-математических наук, ассистент кафедры радиотехнических устройств, Самарский государственный аэрокосмический университет имени академика С.П. Королёва (национальный исследовательский университет). E-mail: timpavel@mail.ru. Область научных интересов: оптические методы диагностики, исследование взаимодействия низкоинтенсивного лазерного излучения с биологическими объектами, спектроскопия, трёхмерная визуализация многократно рассеивающих сред.

Морятов Александр Александрович, кандидат медицинских наук, врач-онколог отделения эндоскопии, Самарский областной клинический онкологический диспансер. Область научных интересов: онкология, эндосонография, фотодинамическая терапия, радиочастотная абляция.

Братченко Иван Алексеевич, кандидат физико-математических наук, ассистент кафедры радиотехнических устройств, Самарский государственный аэрокосмический университет имени академика С.П. Королёва (национальный исследовательский университет). Область научных интересов: оптические методы диагностики, исследование взаимодействия низкоинтенсивного лазерного излучения с биологическими объектами, спектроскопия.

Таскина Лариса Анатольевна, студентка, Самарский государственный аэрокосмический университет имени академика С.П. Королёва (национальный исследовательский университет). E-mail: retuo@mail.ru. Область научных интересов: оптические методы диагностики, исследование взаимодействия низкоинтенсивного лазерного излучения с биологическими объектами, спектроскопия.

Zakharov Valery Pavlovich, professor, head of the department of radio engineering devices, Samara State Aerospace University named after academician S.P. Korolyov (National Research University), doctor of physical and mathematical sciences. E-mail: zakharov@ssau.ru. Area of research: biophotonics, nonlinear processes in lasers, plasma physics, nonlinear optics, laser systems development and design, medical laser equipment.

Kozlov Sergey Vasilyevich, doctor of medical science, head of the oncology department, Samara State Medical University. Area of research: oncology, endosonography, photodynamic therapy, radiofrequency ablation.

Timchenko Elena Vladimirovna, candidate of physical and mathematical science, associate professor, the department of radio engineering devices, Samara State Aerospace University named after academician S.P. Korolyov (National Research University). E-mail: vorobjeva.82@mail.ru. Area of research: optical diagnostics methods, research of interaction of low laser radiation with biological objects, ecological monitoring, spectroscopy.

Timchenko Pavel Yevgenyevich, candidate of physical and mathematical science, assistant of the department of radio engineering devices, Samara State Aerospace University named after academician S.P. Korolyov (National Research University). E-mail: timpavel@mail.ru. Area of research: optical diagnostics methods, spectroscopy, 3D-visualisation of multi-scattering media.

Moryatov Alexander Alexandrovich, candidate of medical science, oncologist, the department of endoscopy, Samara Regional Oncology Center. Area of research: oncology, endosonography, photodynamic therapy, radiofrequency ablation.

Bratchenko Ivan Alexeevich, candidate of physical and mathematical science, assistant of the department of radio engineering devices, Samara State Aerospace University named after academician S.P. Korolyov (National Research University). Area of research: optical diagnostics methods, research of interaction of low laser radiation with biological objects, spectroscopy.

Taskina Larisa Anatolyevna, undergraduate student, Samara State Aerospace University named after academician S.P. Korolyov (National Research University). E-mail: retuo@mail.ru. Area of research: optical diagnostics methods, research of interaction of low laser radiation with biological objects, spectroscopy.