

Алгоритм компенсации движения для гиперспектральных изображений

П.Н. Вольхин¹, В.П. Шерендак¹, О.О. Мякинин¹

¹Самарский национальный исследовательский университет имени академика С.П. Королева, Московское шоссе 34, Самара, Россия, 443086

Аннотация. В данной статье представлен алгоритм компенсации движения для гиперспектральной камеры спектрального типа сканирования. Этот алгоритм базируется на алгоритме FAST для детектора углов и алгоритме ORB для расчета дескрипторов особых точек. Эффективность данного подхода показана на примере стабилизации *in vivo* снимков рака кожи, полученных с полнополевой гиперспектральной камеры на основе акустооптического перестраиваемого фильтра.

1. Введение

Рак кожи является наиболее распространенной формой онкологии у обоих полов в России [1]. Его можно условно разделить на три основных типа: базальноклеточный рак, плоскоклеточный рак и меланома. Самым опасным из них является как раз меланома кожи, т.к. статистически имеет низкие показатели выживаемости, особенно среди диагностированных на поздних стадиях. При этом, количество как новых случаев заболевания, так и смертность от меланомы растет по всему миру [2]. Точность диагностики пигментных опухолей как таковых на ранних стадиях составляет всего около 50% [2]. Трудность диагностики меланомы связана прежде всего с тем, что на ранних стадиях развития ее практически невозможно отличить от других доброкачественных пигментных образований. Кроме того, при подозрении на наличие меланомы нельзя использовать инвазивные методы исследования, так как это связано с повышенным риском дальнейшего интенсивного роста и распространения поражения. Поэтому в клинической практике особенно остро стоит проблема разработки новых методов и инструментов диагностики.

Оптические методы, как неинвазивные методы исследования, имеют большой потенциал для выявления и определения типа опухолей. Перспективными оптическими методами неинвазивного анализа онкологических заболеваний являются, например, спектроскопия комбинационного рассеяния [3], флуоресцентная спектроскопия [4], а также методы визуализации, такие как оптическая когерентная томография [5]. Перечисленные методы применялись для мониторинга рака кожи как *in vivo*, так и *ex vivo* [6, 7]. Диагностика с использованием оптических методов позволяет добиться точности более 85%. Однако эта точность диагностики значительно снижалась в массовых скрининговых исследованиях [8].

Увеличения точности можно добиться с использованием комбинации оптических методов. Одним из таких подходов может быть представлена гиперспектральная съемка, позволяющая одновременно (тривиально, *out-of-the-box*) регистрировать изображение зоны патологии и получать спектральные данные исследуемого участка. Изображение образования позволяет

анализировать его морфологию, в то время как данные спектрального анализа позволяют делать выводы о химическом составе исследуемой области биоткани. Возможность использования методов мульти- и гиперспектральной съёмки для анализа раковых образований в видимом и ближнем инфракрасном диапазоне была продемонстрирована во многих исследованиях, например, [9, 10]. Однако точность данных методов диагностики не всегда удовлетворяет требованиям. Одной из причин этого, очевидно, являются артефакты движения (в случае съёмки *in vivo*) вследствие особенностей сканирования. Процесс съёмки гиперспектральной камерой растянут во времени, и произвольные движения пациента вызывают размытие (при сканировании по длине волны) или ступенчатость изображений (при сканировании по пространству). Поэтому, в любом случае, необходима программная стабилизация полученных гиперспектральных изображений, чтобы скомпенсировать квазипериодические колебания.

В данной работе представлен программный алгоритм компенсации колебательных движений для гиперспектральных изображений *in vivo* раковых заболеваний кожи. Одним из возможных вариантов применения результата работы алгоритма может быть точный расчет карт хромофоров кожи, таких как гемоглобин и меланин. Данная задача требует точного пространственного совпадения точек объекта во времени (по частоте), т.к. спектральные распределения в каждой точке рассматриваются независимо друг от друга.

2. Материалы и методы

2.1 Описание установки

Для регистрации гиперспектральных изображений тканей кожи использовалась гиперспектральная камера производства Научно-технического центра уникального приборостроения РАН (г. Москва). Подробное описание гиперспектральной камеры можно найти в работе [11]. Схема регистрации гиперспектральных изображений приведена на рисунке 1, также здесь схематично представлено устройство камеры.

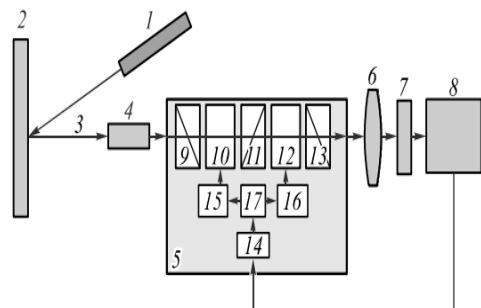


Рисунок 1. Схема проведения эксперимента по регистрации гиперспектральных изображений кожи: 1 – широкополосный LED-источник, 2 – образец, 3 – рассеянное назад излучение, попавшее в коллиматор, 4 – коллиматор, 5 – перестраиваемый монохроматор, 6 – объектив, 7 – цифровая камера, 8 – компьютер, 9, 11, 13 – поляризаторы, 10, 12 – акустооптические ячейки, 14 – контроллер, 15, 16 – ВЧ-усилители, 17 – ВЧ-генератор.

В таблице 1 приведена спецификация используемой установки.

Таблица 1. Спецификация установки.

Характеристика	
Спектральное разрешение	2.3 нм
Спектральный диапазон	450-750 нм
Разрешение изображения	1360x1024 пикс
Площадь сканирования	7x7 см
Источник света	Белый светодиодный источник

Процесс формирования гиперспектрального изображения объекта заключается в покадровой пространственной съёмке на всем спектральном диапазоне с заданным шагом по длине волны. В следствии того, что получение всех компонент гиперспектрального изображения имеет последовательный характер (съёмка пациентов происходит *in vivo*) и занимает определенное время (порядка десятков секунд), то наблюдаются искажения в виде смещение кадров в

пространстве относительно друг друга из-за произвольных квазипериодических движений пациента.

Гиперспектральное изображение представляет собой трёхмерный массив данных размера $M \times N \times K$, состоящий из последовательности K изображений размером $M \times N$, каждое из которых соответствует интенсивности отражённого сигнала в спектральной полосе $\lambda K \pm \Delta\lambda$ в каждой точке поверхности исследуемого объекта.

2.2 Алгоритм компенсации движения

Алгоритм стабилизации гиперспектральных изображений состоит из следующих этапов:

1. Последовательность изображений по длине волны разбивается на группы с шагом $\Delta\lambda$ (например, группы 550-560 нм, 560-570 нм, ... с шагом $\Delta\lambda=10$ нм).
2. Каждое изображение в группе выравнивается относительно первого изображения этой группы:
 - 2.1. С помощью алгоритма Multi-Scale Retinex [12] устраняется неравномерное освещение.
 - 2.2. Увеличивается линейная контрастность для заполнения 90% динамического диапазона.
 - 2.3. С помощью алгоритма детектора углов FAST [13, 14] находятся особые точки на изображениях, являющиеся углами.
 - 2.4. Рассчитываются дескрипторы для найденных точек с помощью алгоритма ORB (Oriented Fast and Rotated BRIEF) [15].
 - 2.5. С помощью метода Brute-Force (полного перебора) находятся согласованные дескрипторы.
 - 2.6. На основе рассчитанных дескрипторов, оцениваются коэффициенты аффинного преобразования для данного изображения относительно первого.
 - 2.7. Применяется аффинное преобразование для компенсации движения.
3. На завершающем этапе каждая группа изображений выравнивается аналогично пункту 2 относительно изображения с длиной волны 600 нм или близкой к ней (флуоресцентный максимум белого светодиода).

Выбор характеристики особых точек в виде углов обусловлен нетривиальной формой меланом, представляющей собой по сути замкнутую ломаную линию. Меланома является одной из самых агрессивных форм рака, что влечет за собой крайнюю асимметричность роста клеток, что как раз приводит к угловатым изрезанным границам.

3. Результаты исследования

На рисунках 2, 3 и 4 представлены результаты работы разработанного алгоритма: слева по всем длинам волн изображение, полученное из гиперспектрального без использования алгоритма, а справа с использованием алгоритма. На рисунке 2 показан результат работы данного алгоритма на высококонтрастном гиперспектральном изображении, полученном при съемке *in vivo* фрагмента принта эмблемы хоккейного клуба Питтсбург Пингвинс – элемента одежды одного из добровольцев. На рисунках 3 и 4 продемонстрирован результат работы алгоритма в условиях низкой контрастности гиперспектральных изображений биологических тканей. Все биомедицинские изображения получены с письменного согласия пациентов Самарского областного клинического онкологического диспансера с соблюдением всех требований Хельсинской декларации.

Как можно заметить, в результате работы алгоритма получаются изображения, обладающие высокой четкостью (особенно это заметно на гиперспектральных изображениях с высокой контрастностью), а, следовательно, все изображения, составляющие гиперспектральный куб, выравнены с высокой вероятностью совпадения ключевых точек всех изображений.

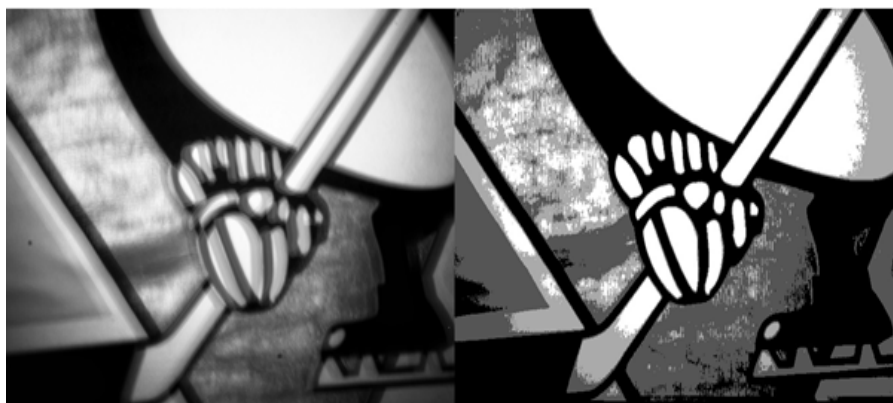


Рисунок 2. Пример работы алгоритма на высококонтрастном изображении.

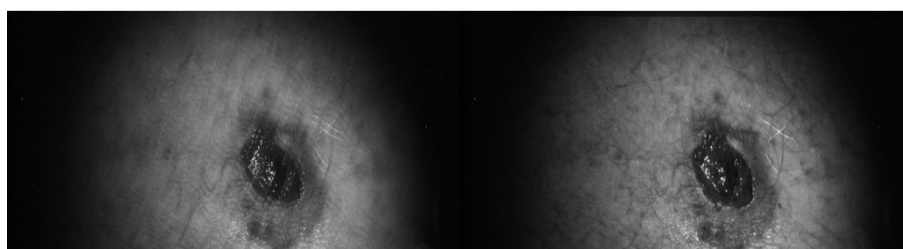


Рисунок 3. Пример работы алгоритма при съемке руки.

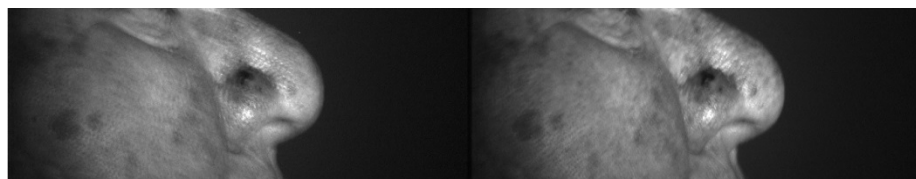


Рисунок 4. Пример работы алгоритма при съемке лица.

4. Заключение

В работе представлен алгоритм компенсации движения для гиперспектральной камеры спектрального типа сканирования на основе алгоритма FAST для детектирования углов и алгоритме ORB для расчета дескрипторов особых точек. Разработанный алгоритм позволяет стабилизировать гиперспектральные изображения, полученный *in vivo*. Результат работы алгоритма имеет большое значение для точного расчета карт хромофоров кожи, таких как гемоглобин и меланин.

5. Благодарности

Работа выполнена при поддержке Минобрнауки РФ.

6. Литература

- [1] Карпин, А.Д. Злокачественные опухоли в России в 2013 г. (Заболеваемость и смертность) / А.Д. Карпин, В.В. Старинский, Г.В. Петрова. – М.: Министерство образования и науки РФ, 2015. – 250 с.
- [2] Boyle, P. World Cancer Report 2008 / P. Boyle, B. Levin. – Lyon: International Agency for Research on Cancer, 2008.
- [3] Lui, H. Real-time Raman spectroscopy for *in vivo* skin cancer diagnosis / H. Lui, J. Zhao, D. McLean, H. Zeng // Cancer Research. – 2012. – Vol. 72(10). – P. 2491-2500. DOI: 10.1158/0008-5472.
- [4] Borisova, E.G. Endogenous and Exogenous Fluorescence Skin Cancer Diagnostics for Clinical Applications / E.G. Borisova, L.P. Angelova, E.P. Pavlova // IEEE Journal of Selected Topics

- in *Quantum Electronics*. – 2014. – Vol. 20(2). – 7100412. DOI: 10.1109/JSTQE.2013.2280503.
- [5] Vakoc, B.J. Cancer imaging by optical coherence tomography: preclinical progress and clinical potential / B.J. Vakoc // *Nature Reviews Cancer*. – 2012. – Vol. 12. – P. 363-368.
- [6] Zhao, J. Real-time Raman spectroscopy for noninvasive in vivo skin analysis and diagnosis / J. Zhao, H. Lui, D.I. McLean, H. Zeng // *New Developments in Biomedical Engineering*. – 2010. – Vol. 24. – P. 455-474.
- [7] Bratchenko, I. A. Combined Raman and autofluorescence ex vivo diagnostics of skin cancer in near-infrared and visible regions / I. A. Bratchenko // *J. of Biomedical Optics*. – 2017. – Vol. 22(2). – 027005.
- [8] Fenn, M.B. Raman spectroscopy for clinical oncology / M.B. Fenn // *Advances in Optical Technologies*. – 2011. – Vol. 201. – 213783.
- [9] Lu, G. Medical hyperspectral imaging: a review / G. Lu, B. Fei // *Journal of Biomedical Optics*. – 2014. – Vol. 19(1). – 010901.
- [10] Diebele, I. Clinical evaluation of melanomas and common nevi by spectral imaging / I. Diebele, I. Kuzmina, A. Lihachev, J. Kapostinsh, A. Derjabo, L. Valeine, J. Spigulis // *Biomedical Optics Express*. – 2012. – Vol. 3(3). – P. 467-472.
- [11] Machihin, A. Double-AOTF-based aberration-free spectral imaging endoscopic system for biomedical applications / A. Machihin, V. Pozhar // *Journal of Innovative Optical Health Sciences*. – 2015. – Vol. 8(3). – 1541009. DOI: 10.1142/S1793545815410096.
- [12] Petro, A.B. Multiscale Retinex / A.B. Petro, C. Sbert, J.M. Morel // *Image Processing On Line*. – 2014. – P.71-88.
- [13] Rosten, E. Machine learning for high speed corner detection / E. Rosten, T. Drummond // *9th European Conference on Computer Vision*. – 2006. – Vol. 1. – P. 430-443.
- [14] Rosten, E. Faster and better: a machine learning approach to corner detection / E. Rosten, T. Drummond // *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence*. – 2010. – Vol. 32. – P. 105-119.
- [15] Rublee, E. ORB: An efficient alternative to SIFT and SURF / E. Rublee, V. Rabaud, K. Konolige, G. Bradski // *Proceeding ICCV '11*. – 2011. – P. 2564-2571.

A moving compensation algorithm for hyperspectral imaging

P.N. Volkhin¹, V.P. Sherendak¹, O.O. Myakinin¹

¹Samara National Research University, 34 Moskovskoe Shosse, Samara, Russia, 443086

Abstract. In this paper, a moving compensation algorithm for hyperspectral imaging has been presented. This algorithm is based on FAST Algorithm for Corner Detection and on ORB algorithm for descriptors. The efficiency of this approach is shown on examples of skin cancer from a full-field hyperspectral camera based on an acousto-optical tunable filter.

Keywords: FAST, corner detection, stabilization, hyperspectral imaging.