

УДК 612.15, 616.5, 57.087

РАСЧЕТ КОНТРАСТА СПЕКЛ-ИЗОБРАЖЕНИЙ: МЕТОДИЧЕСКОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ И ПРОГРАММНАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ

М.М. МЕЖЕННАЯ, Е.Н. РУНКЕВИЧ, И.В. КИШКЕВИЧ,
Т.В. КАЛИЛЕЦ, С.К. ДИК, Д.В. ЛИХАЧЕВСКИЙ, Р.А. ЛАЩЕТКО

Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, Республика Беларусь

Поступила в редакцию 15 ноября 2018

Аннотация. Для реализации метода спекл-визуализации разработано методические и программное обеспечение. Экспериментально обоснованы параметры обработки, наиболее оптимальные с точки зрения соотношения пространственно-временного разрешения и времени вычислений.

Ключевые слова: микроциркуляция крови, кровоток, спекл-визуализация, спекл-изображение, контраст.

Abstract. Methodical and software has designed to implement the method of speckle visualization. The treatment options has experimentally grounded. They are the most optimal from the point of view of compliance with the space-time resolution and computation time.

Keywords: blood microcirculation, blood flow, speckle visualization, speckle image, contrast.

Doklady BGUIR. 2018, Vol. 117, No. 7, pp. 139-143

Calculation of speckle-image contrast: methodological support and software implementation

**M.M. Mezhennaya, K.N. Runkevich, I.V. Kishkevich, T.V. Kalilec,
S.K. Dzik, D.V. Likhachevsky, R.A. Lashchetko**

Введение

В современной клинической практике изменение состояния микроциркуляции крови служит симптомом целого ряда заболеваний в кардиологии, диабетологии, дерматологии, стоматологии, хирургии и реаниматологии. За последние десятилетия был разработан целый ряд оптических методов для визуализации кровообращения в тканях человека (лазерная доплеровская флуометрия, доплеровская оптическая когерентная томография, интравитальная микроскопия, магнитнорезонансная томография и ангиография, транскраниальная доплерография и др.) [1]. Перспективным среди оптических методов является спекл-визуализация. Метод основан на облучении биообъекта когерентным лазерным излучением, в результате чего отраженный поток частиц формирует интерференционную картину на детекторе (в качестве детектора выступает светочувствительный датчик). Интерференционная картина с темными и светлыми областями (пятнами) получила название спекл-картины или спекл-поля. Интенсивность световых пятен изменяется под действием движущихся частиц. Применительно к биообъекту оценка динамики спеклов позволяет оценить скорость и концентрацию движущихся частиц, в качестве которых выступают клетки крови (эритроциты) [1, 2].

В 1980 году А.Ф. Ферчер для регистрации и анализа спекл-поля использовал одноэкспозиционную спекл-фотографию. Спекл-поле регистрируется камерой с временем экспозиции (временем интегрирования), соизмеримым со временем декорреляции спеклов (миллисекундный диапазон). Из-за длительного времени интегрирования рисунок спекл-пятна будет размытым в записанном изображении; уровень размытости определяется количественным контрастом. В соответствии с этим результирующая величина локального контраста спекл-изображения отражает усредненное смещение спеклов за время экспозиции. Таким образом, распределение скорости кровотока соответствует изменению локального контраста спекл-изображения.

Позднее Брайерс и Вебстер разработали в 1995 году цифровую версию одноэкспозиционной спекл-фотографии с использованием монохромных ПЗС камер. Цифровая фотография подвергалась пространственной обработке: локальный контраст вычислялся для каждого пиксела в окне $N \times N$ пикселей (рис. 1, *a*). Методика получила название анализа контраста лазерных спеклов – Laser Speckle Contrast Analysis (LASCA). Выбор количества пикселей для вычисления локального контраста спеклов имеет принципиально важное значение: слишком мало пикселей нарушает основную идею обработки, слишком много пикселей снижает пространственное разрешение.

Для того чтобы преодолеть недостаток в низком пространственном разрешении, Чэнг предложил новый подход к расчету контраста спекл-изображения: локальный контраст вычислялся для каждого пиксела во временной последовательности из N кадров (рис. 1, *б*). Данный подход получил название Laser Speckle Imaging (LSI) и представляет собой временной эквивалент LASCA. Т.М. Ли расширил подход к обработке спеклов до пространственно-временного анализа. Сущность модификации заключалась в выборе в качестве набора пикселей для расчета карты контрастности матрицы из $N \times N$ пикселей по n кадрам (рис. 1, *в*). Подход получил название Laser speckle flowgraphy (LSFG) [3].

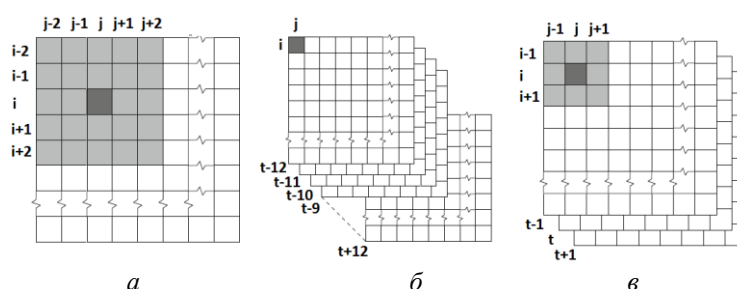


Рис. 1. Схема алгоритма расчета контраста в окне 5×5 методом LASCA (*a*), по 25 кадрам методом LSI (*б*), в кубе $3 \times 3 \times 3$ методом LSFG (*в*)

Вследствие многообразия существующих подходов к обработке спекл-изображений в целом, а также многообразия различных модификаций математических формул для расчета контраста в данной работе поставлены следующие задачи: разработать алгоритм обработки биоспеклов; выполнить его программную реализацию; обосновать экспериментально параметры обработки, наиболее оптимальные с точки зрения пространственно-временного разрешения и времени вычисления.

Основная часть

Контраст изображения определяется по формуле [4]

$$c = \frac{\sigma}{x}, \quad (1)$$

где σ – среднеквадратическое отклонение на основании несмещенной оценки дисперсии

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}, \quad (2)$$

\bar{x} – среднее арифметическое значение:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i. \quad (3)$$

Следует отметить, что, исходя из последней формулы, сумма значений выборки может быть выражена математически следующим образом:

$$\sum_{i=1}^n x_i = n \cdot \bar{x}. \quad (4)$$

Далее, с учетом формулы (4), выполним математические преобразования над выражением $\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2$:

$$\begin{aligned} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 &= \sum_{i=1}^n (x_i^2 - 2 \cdot x_i \cdot \bar{x} + \bar{x}^2) = \sum_{i=1}^n x_i^2 - 2 \cdot \bar{x} \cdot \sum_{i=1}^n x_i + \sum_{i=1}^n \bar{x}^2 = \\ &= \sum_{i=1}^n x_i^2 - 2 \cdot n \cdot \bar{x} \cdot \bar{x} + n \cdot \bar{x}^2 = \sum_{i=1}^n x_i^2 - n \cdot \bar{x}^2. \end{aligned} \quad (5)$$

Тогда контраст может быть рассчитан по итоговой формуле

$$c = \frac{1}{x} \cdot \sqrt{\frac{1}{n-1} \cdot \left(\sum_{i=1}^n x_i^2 - n \cdot \bar{x}^2 \right)}. \quad (6)$$

Реализация расчета контраста в соответствии с формулой (6) выполнена в среде MatLab (далее – код функции из программной среды MatLab):

```
function [contrast] = calculateContrast(array>window,N)
    averageInWindow = imfilter(array>window,'replicate')/N;
    tempArray = imfilter(array.^2>window,'replicate');
    skoArray = sqrt((tempArray - N*averageInWindow.^2)/(N-1));
    contrast = skoArray./averageInWindow;
end
```

Важно отметить, что значение \bar{x} рассчитывается как свертка в окне, деленная на n – количество пикселей в выбранном окне. Значение $\sum x_i^2$ рассчитывается как свертка в окне по матрице с предварительно возведенными в квадрат значениями. Ключевым является вопрос выбора области для расчета локального контраста. В качестве такой области может выступать: квадрат $N_s \times N_s$ пикселей одного кадра; временная последовательность из N_t кадров для отдельно взятого пикселя на позиции i, j в каждом кадре; куб $N_s \times N_s \times N_t$.

Для пространственной обработки параметры N и $window$ определялись следующим образом: $N = N_s * N_s$; $window = ones(N_s, N_s)$. Для временной обработки параметры N и $window$ определялись следующим образом: $N = N_t$; $window = ones(1, 1, N_t)$.

Для пространственно- временной обработки параметры N и $window$ определялись следующим образом: $N = N_t * N_s * N_s$; $window = ones(N_s, N_s, N_t)$.

Сравнительный анализ различных способов обработки спекл-изображений производился в среде MatLab для оценки микроциркуляции на запястье руки (рис. 2–5).

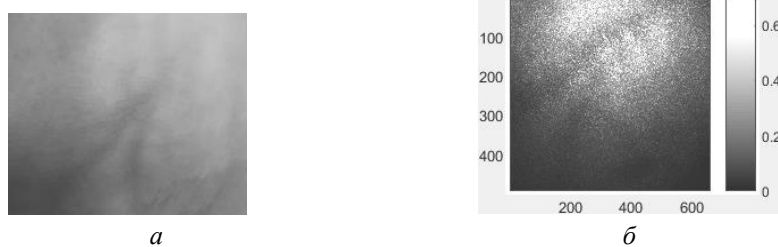


Рис. 2. Вены на запястье руки: цветная фотография, сделанная обычной камерой (а); изображение, зарегистрированное монохромной высокоскоростной камерой Basler (б)

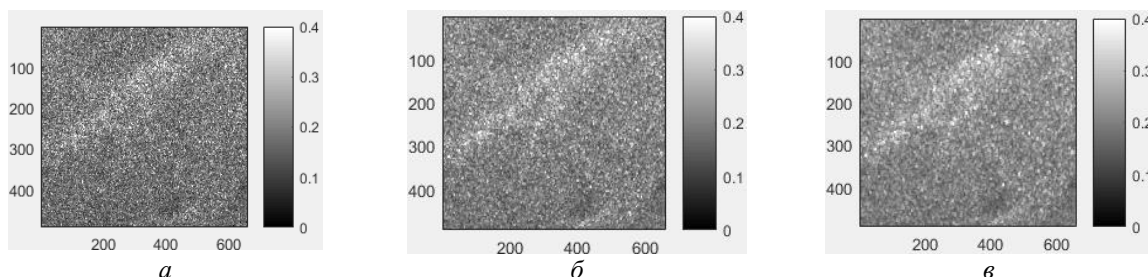


Рис. 3. Пространственная обработка в окне 3×3 (а), 5×5 (б), 7×7 (в)

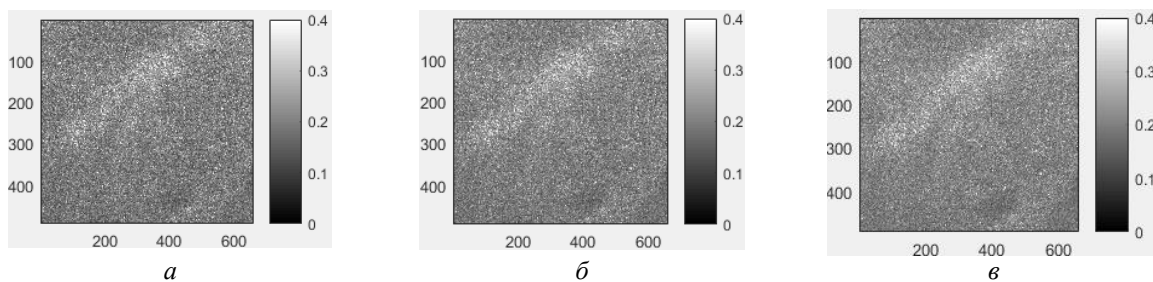


Рис. 4. Временная обработка по 15 кадрам (а), 21 кадром (б), 31 кадром (в)

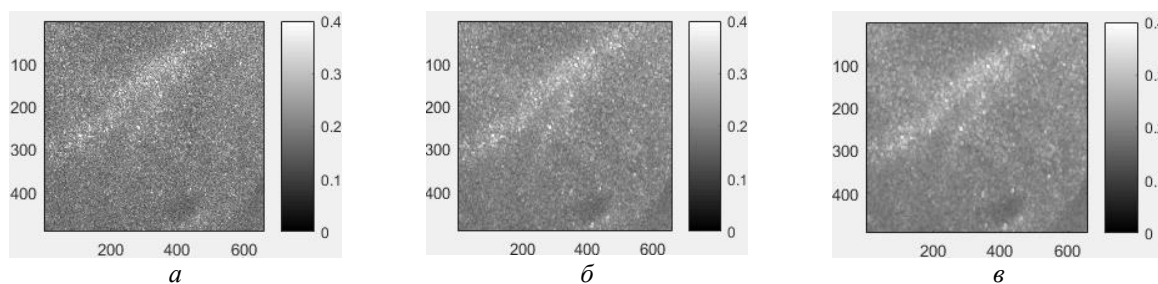


Рис. 5. Пространственно-временная обработка в кубе $3 \times 3 \times 5$ (а), $5 \times 5 \times 7$ (б), $7 \times 7 \times 9$ (в)

Заключение

Для реализации метода спекл-визуализации разработано методическое и программное обеспечение. Экспериментально обоснованы параметры обработки, наиболее оптимальные с точки зрения соотношения пространственно-временного разрешения и времени вычислений. Так, в результате сравнительного анализа различных способов обработки в среде MatLab спекл-изображений вен на запястье руки человека наиболее показательными параметрами для каждого из методов являются: пространственная обработка с размером окна 5×5 ; временная обработка с количеством кадров, равным 21; пространственно-временная обработка в кубе $5 \times 5 \times 7$. Наиболее продолжительным с точки зрения времени обработки является пространственно-временной способ расчета контраста (время обработки в кубе $5 \times 5 \times 7$ составляет порядка 10 с и существенно возрастает при увеличении размерности куба).

Установлено, что пространственная обработка имеет существенный недостаток – уменьшает пространственное разрешение спекл-изображений. Временная обработка подходит для идентификации движущихся частиц, т. е. для оценки общего уровня микроциркуляции в исследуемой области, а пространственно-временная передает топологию поверхностных кровеносных сосудов.

Список литературы

1. Спекл-корреляционный анализ микрокапиллярного кровотока ногтевого ложа / М.А. Виленский [и др.] // Квантовая электроника. 2011. Т. 41, № 4. С. 324–328.
2. Петров Д.А., Проскурин С.Г. Определение скорости потока по доплеровскому сдвину в оптической когерентной томографии // *Juvenis scientia*. 2015. С. 3–5.
3. Review of laser speckle contrast techniques / M. Draijer [et al.] // *Lasers Med Sci*. 2009. Vol. 24. P. 639–651.
4. Peli E. Contrast in Complex Images // *J. of the Optical Society of America*. 1990. Vol. 10. P. 2032–2040.

References

1. Spekl-korreljacionnyj analiz mikrokapilljarnogo krvotoka nogtevogo lozha / M.A. Vilenskij [i dr.] // *Kvantovaja jelektronika*. 2011. T. 41, № 4. S. 324–328. (in Russ.)
2. Petrov D.A., Proskurin S.G. Opredelenie skorosti potoka po dopplerovskomu sdvinu v opticheskoj kogerentnoj tomografii // *Juvenis scientia*. 2015. S. 3–5. (in Russ.)
3. Review of laser speckle contrast techniques / M. Draijer [et al.] // *Lasers Med Sci*. 2009. Vol. 24. P. 639–651.
4. Peli E. Contrast in Complex Images // *J. of the Optical Society of America*. 1990. Vol. 10. P. 2032–2040.

Сведения об авторах

Меженная М.М., к.т.н., доцент, доцент Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники.

Рункевич Е.Н., магистрант Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники.

Кишкевич И.В., магистрант Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники.

Калилец Т.В., аспирант Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники.

Дик С.К., к.ф.-м.н., доцент, первый проректор Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники.

Лихачевский Д.В., к.т.н., декан факультета компьютерного проектирования Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники.

Лашетко Р.А., магистрант Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники.

Адрес для корреспонденции

220013, Республика Беларусь,
г. Минск, ул. П. Бровки, 6
Белорусский государственный университет
информатики и радиоэлектроники
тел. +375-29-383-34-99;
e-mail: mezhennaya@bsuir.by
Меженная Марина Михайловна

Information about the authors

Mezhennaya M.M., PhD, associate professor, associate professor of Belarusian state university of informatics and radioelectronics.

Runkevich K.N., master student of Belarusian state university of informatics and radioelectronics.

Kishkevich I.V., master student of Belarusian state university of informatics and radioelectronics.

Kalilec T.V., PG student of Belarusian state university of informatics and radioelectronics.

Dzik S.K., PhD, associate professor, the first vice-rector of Belarusian state university of informatics and radioelectronics.

Likhachevsky D.V., PhD, dean of the computer-aided design faculty of Belarusian state university of informatics and radioelectronics.

Lashchetko R.A., master student of Belarusian state university of informatics and radioelectronics.

Address for correspondence

220013, Republic of Belarus,
Minsk, P. Brovka st., 6
Belarusian state university
of informatics and radioelectronics
tel. +375-29-383-34-99;
e-mail: mezhennaya@bsuir.by
Mezhennaya Marina Mikhailovna