

цедуры электростимуляции. Также отмечено, что увеличение частоты вращения насадки при ударно-фрикционном воздействии с 20 до 30 Гц положительно влияет на результативность процедуры.

Список литературы

1. *Киселев М.Г.* Экспериментальная методика оценки анальгетического эффекта комплексного воздействия электростимуляции и ударно-фрикционного массажа и регистрации механической модуляции импульсных токов/ Киселев М.Г., Лабунь Е.И./ научно-технического журнала "Приборы и методы измерений" Мн.:БНТУ, 2012г. - №2(5), С. 95-99.

2. *Бабаянц Р.С.* Справочник фельдшера / Р. С. Бабаянц, Н. Н. Бажанов, К. В. Бунин и др / М.: Медицина, 1983 г.

УДК 004.021:612.5

АЛГОРИТМ ОБРАБОТКИ СПЕКЛ-ФОТОГРАФИЙ ПРИ ИЗМЕРЕНИИ ПОВЕРХНОСТНОГО КРОВОТОКА

С.К. ДИК¹, Д.А. ЗАВАЦКИЙ², А.С. ТЕРЕХ, М.Е. ГАВРИЛОВА, С.А. КУЛАЖЕНКО

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники
ул. П. Бровки, 6, г. Минск, 220013, Республика Беларусь
¹sdick@bsuir.by, ²Zavatski.D.A@gmail.com, fu-sin@tut.by*

Разработка и совершенствование неинвазивных методов диагностики является одним из важнейших направлений развития в медицинской электронике. Регистрация и дальнейший анализ спекл-структуры, образованной лазерным лучом, на исследуемом участке кожи позволяет произвести оценку скорости поверхностного кровотока. В данной статье представлен алгоритм компьютерной обработки фотографии спекл-картины, в основе которого лежит анализ изменения локального контраста спекл-структуры.

Ключевые слова: алгоритм, обработка изображения, неинвазивная диагностика, лазерный спекл, кровоток, LASCA.

Спекл-паттерн образуется, когда лучи когерентного излучения отражаются либо рассеиваются от освещенной ими шероховатой поверхности (если её неровности больше длины волны падающего света), т. к. отраженное от разных областей излучение преодолевает различную длину оптического пути до плоскости изображения (сетчатка глаза наблюдателя или ПЗС-матрица фотоаппарата), на которой формируется спекл-картина с множеством локальных максимумов (спеклы) и минимумов (тёмные участки изображения). На рис. 1, а показана спекл-структура полученная в ходе исследований. В случае, когда представленная выше система статична – спекл-паттерн неизменен, но, например, когда освещаемая поверхность это кожа человека, то лучи, прошедшие через эпидермис и рассеянные на движущихся частицах крови, формируют постоянно меняющуюся во времени спекл-картину.

Впервые данный метод был использован в 1980 г. А.Ф. Ферчером [1]. Позднее Брайерс в университете Кингстон впервые реализовал цифровой вариант метода, назвав его LASCA (LAser Speckle Contrast Analysis) [2].

Алгоритм, разработанный и представленный в данной статье, является оптимизированной для реализации в ПО с помощью open source языка и библиотеки компьютерного зрения Python и OpenCV модификацией метода Temporally Derived Contrast (tLASCA), представленного Т.М. Ли [3]. Главное различие методов заключается в выборе массива пикселей для расчета карты контрастности: в методе Брайерса применяется окно $N \times N$ точек в каждом изображении, а Ли использует n кадров и считает значение контрастности спекла по формуле 1, приведенной для окна 3×3 пикселя. Схематично метод tLASCA представлен на рис. 1, б.

$$K_{tLASCA(i,j)} = \frac{1}{9} \cdot \sum_{r=i-1}^{r=i+1} \sum_{c=j-1}^{c=j+1} \frac{\sigma_{i,j,t}}{\langle I_{i,j,t} \rangle}, \quad (1)$$

где $\sigma_{i,j}$ – среднеквадратическое отклонение всех пикселей (i, j) и $\langle I_{i,j,t} \rangle$ – среднее арифметическое значение интенсивности всех пикселей (i, j) среди n кадров.

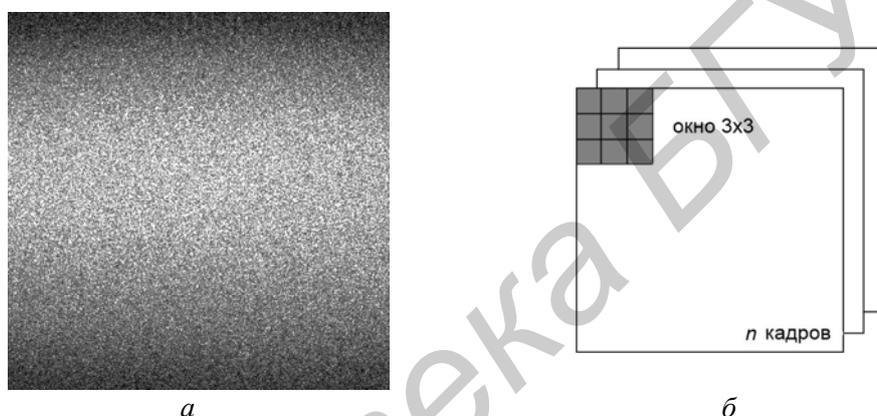


Рис. 1. Спекл-фотография (а), схематичное представление алгоритма расчета контрастности в методе tLASCA (б)

Весь алгоритм можно разбить на четыре основных блока: инициализация и предварительная обработка данных, накопление и одновременная подготовка значений интенсивностей пикселей из n кадров, непосредственное проведение расчетов значений контрастности спеклов для каждого пикселя, визуализация полученных данных с применением псевдоцветов для лучшего восприятия оператором.

Основными особенностями разработанного и реализованного в программном обеспечении алгоритма являются: скорость работы, обеспечивающая обработку данных и отображение результата в реальном времени, и меньшие потери в разрешении итогового изображения за счет использования минимального размера окна, потеря входных данных скомпенсирована использованием значений интенсивности пикселей из ряда предыдущих кадров.

Список литературы

1. Briers J.D. // Optica Applicata. 2007. Vol. 37(1–2). P. 139–152.
2. Briers J.D., Webster S. // Journal of Biomedical Optics. 1996. Vol. 1(2). P. 174–179.
3. Le T. M. // IEEE Transactions on Medical Imaging. 2007. Vol. 26(6). P. 833–842.