

УДК 57.087.3; 612.15; 51.76

doi: 10.17586/2226-1494-2019-19-6-994-1003

## ОЦЕНКА КОЖНОГО КРОВОТОКА НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ МЕТОДОМ ДВУМЕРНОЙ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФИИ

В.В. Зайцев<sup>a</sup>, О.В. Мамонтов<sup>b,a</sup>, А.А. Камшилин<sup>a</sup>

<sup>a</sup> Университет ИТМО, Санкт-Петербург, 197101, Российская Федерация

<sup>b</sup> Национальный медицинский исследовательский центр им. В.А. Алмазова, Санкт-Петербург, 197341, Российская Федерация

Адрес для переписки: zaytsevphoto@gmail.com

### Информация о статье

Поступила в редакцию 14.09.19, принята к печати 20.10.19

Язык статьи — русский

**Ссылка для цитирования:** Зайцев В.В., Мамонтов О.В., Камшилин А.А. Оценка кожного кровотока нижних конечностей методом двумерной фотоплетизмографии // Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики. 2019. Т. 19. № 6. С. 994–1003. doi: 10.17586/2226-1494-2019-19-6-994-1003

### Аннотация

**Предмет исследования.** Впервые показано успешное применение двумерной фотоплетизмографии для получения данных о реакции периферического кровотока нижних конечностей на венозную окклюзию. **Метод.** Для получения данных фотоплетизмографии нижней конечности использовалась видеозапись цифровыми камерами с четырех ракурсов. Поверхность кожи освещалась зеленым светом (525 нм). Для оценки кровотока проводились четыре последовательные венозные окклюзии в течение 10 с путем быстрого повышения давления до 60 мм рт. ст. в окклюзионной манжете, наложенной на нижнюю треть бедра, с последующим 20-секундным периодом восстановления. Обработка экспериментальных данных была проведена двумя алгоритмами: путем усреднения значений откликов элементов матрицы камеры в случайно выбранных областях интереса и с помощью компонентного анализа видеосигналов камер. Было установлено, что методика усреднения значений откликов элементов матрицы камеры обеспечивает более надежную количественную оценку параметров периферического кровотока в нижних конечностях. Проведена оптимизация алгоритма обработки данных. **Основные результаты.** В исследовании приняло участие 16 здоровых добровольцев. В результате анализа данных у всех испытуемых удалось записать динамику изменений интенсивности света, взаимодействующего с голенью во время окклюзии, которые по своей форме совпадают с кривыми классической воздушной плетизмографии во время оценки кожно-мышечного кровотока предплечья. **Практическая значимость.** Учитывая простоту и бесконтактный характер исследования, метод двумерной фотоплетизмографии может быть широко внедрен в клиническую практику для изучения функционального состояния сосудов нижних конечностей при широком спектре заболеваний.

### Ключевые слова

фотоплетизмография, периферический кровоток, венозная окклюзия, плетизмография

### Благодарности

Исследование реализовано при поддержке гранта № 15-15-20012 Российского научного фонда.

doi: 10.17586/2226-1494-2019-19-6-994-1003

## ASSESSMENT OF CUTANEOUS BLOOD FLOW IN LOWER EXTREMITIES BY IMAGING PHOTOPLETHYSMOGRAPHY METHOD

V.V. Zaytsev<sup>a</sup>, O.V. Mamontov<sup>b,a</sup>, A.A. Kamshilin<sup>a</sup>

<sup>a</sup> ITMO University, Saint Petersburg, 197101, Russian Federation

<sup>b</sup> Almazov National Medical Research Centre, Saint Petersburg, 197341, Russian Federation

Corresponding author: zaytsevphoto@gmail.com

### Article info

Received 14.09.19, accepted 20.10.19

Article in Russian

**For citation:** Zaytsev V.V., Mamontov O.V., Kamshilin A.A. Assessment of cutaneous blood flow in lower extremities by imaging photoplethysmography method. *Scientific and Technical Journal of Information Technologies, Mechanics and Optics*, 2019, vol. 19, no. 6, pp. 994–1003 (in Russian). doi: 10.17586/2226-1494-2019-19-6-994-1003

### Abstract

**Subject of Research.** The paper presents effective application of the novel imaging photoplethysmography method for receiving data on reaction of peripheral blood flow in lower extremities on venous occlusion. **Method.** Four digital cameras were used to record synchronously videos of all-around view of the subject's lower limb illuminated by green light (525 nm). For blood flow reactivity assessment, four consecutive venous occlusions were applied for 10 s by rapid increase of the pressure up to 60 mm Hg in an occlusal cuff situated at the lower third of the thigh followed by 20-second recovery period. Two techniques were used and

compared for processing of experimental data: by averaging of camera matrix pixel values in arbitrary chosen regions of interest and by component analysis of camera video signals. It was found out that the technique of the pixel value averaging provides a more reliable quantitative assessment of peripheral blood flow parameters in lower extremities. The data processing algorithm was optimized. **Main Results.** The study involved 16 healthy volunteers. Data analysis has shown that dynamics of changes in the intensity of light interacting with the lower leg during occlusion was successfully obtained in all subjects. The shape of the optically measured response on venous occlusion was found out to be the same as the curves of classical air plethysmography applied to evaluation of musculocutaneous blood flow in the forearm. **Practical Relevance.** Taking into account the simplicity and contactless nature of the study, the imaging photoplethysmography method can be widely introduced into clinical practice for research of the functional state of the lower extremity vessels in a wide range of diseases.

#### Keywords

photoplethysmography, peripheral blood flow, venous occlusion, plethysmography

#### Acknowledgements

The research was supported by the Russian Science Foundation (Grant N 15-15-20012).

### Введение

Венозная окклюзионная плетизмография является важным функциональным методом ранней диагностики таких социально-значимых заболеваний, как автономная нейропатия, часто выявляемая у пациентов с сахарным диабетом и при ортостатической недостаточности, а также при облитерирующих заболеваниях сосудов и венозной недостаточности. Она позволяет оценить кровоток и выявить нарушение регуляции сосудистого тонуса. Кроме того, венозная окклюзионная плетизмография позволяет исследовать механизмы сосудистой регуляции, уточнить патогенез таких заболеваний, как гипертоническая болезнь и сердечная недостаточность, оценивать эффективность методов лечения и лекарственных препаратов [1]. Несмотря на важность оценки реактивности периферического кровотока на функциональные воздействия, в настоящее время для клинического использования нет серийно выпускаемого оборудования. Для научных и клинических исследований доступны только тензиометрический плетизмограф фирмы Hokanson (США), УЗИ и лазерная доплерография, имеющие существенные недостатки, связанные с ограниченной зоной применения и недостаточной точностью измерений [2].

В данной статье мы рассмотрим принципиально новый подход оценки регуляции кровотока, основанный на синтезе принципа окклюзионной плетизмографии и технологии пространственной (или двумерной) фотоплетизмографии (ФПГ), основанной на видеозаписи поверхности кожи. Во время венозной окклюзии на 5–10 с приостанавливается отток крови от конечности в условиях непрекращающегося артериального кровотока. Параметры кровотока конечности при таком функциональном воздействии непрерывно и бесконтактно измеряются с помощью метода двумерной ФПГ, при котором кожа испытуемого освещается зеленым поляризованным светом, а видеокамера записывает динамические изображения конечности через кросс-поляризованный фильтр, прикрепленный к объективу [3–5]. В данном методе фактически происходит запись света, взаимодействующего с кровеносными сосудами в верхних слоях дермы, включая капиллярное русло, расположенное чуть ниже эпидермиса. В предыдущих исследованиях нашей группы данный подход показал принципиальную возможность оценки регуляции периферического кровотока [3, 6–8]. Однако метод оценки и анализа информации, полученной в ходе эксперимента, требует модификации. В пионерской работе [6], предлагающей использовать ФПГ для бесконтактной записи динамики кровотока при венозной окклюзии, мы использовали метод оценки эволюции среднего значения откликов элементов матрицы камеры для небольшой зоны интереса, приблизительно  $2 \text{ мм}^2$  [6]. В результате этого подхода мы определили, что реактивность периферического кровотока равномерно распределена по всей поверхности верхней конечности. В следующем нашем исследовании мы применяли компонентный анализ (метод главных компонент) на большой области интереса, приблизительно  $140 \times 60 \text{ мм}^2$  [7]. Данный подход к анализу получаемых данных позволил ускорить проведение расчетов так, чтобы сделать его комфортным в клиническом применении двумерной ФПГ. При помощи компонентного анализа видеозаписи мы смогли выделить главную компоненту, которая отражала окклюзионное воздействие на периферический кровоток верхней конечности. Эксперименты, проведенные нами на верхних конечностях, показали высокую эффективность применяемых нами методов. Насколько нам известно, на данный момент времени нет опубликованных работ по получению данных о реактивности периферического кровотока на нижних конечностях при помощи фотоплетизмографии, в то время как для клинических исследований и медицинской диагностики такие данные необходимы [1, 2]. В данной работе мы покажем успешное применение техники двумерной ФПГ на нижних конечностях для измерения реактивности периферического кровотока и определим метод, подходящий для анализа получаемых данных.

### Проведение исследования и анализ данных

**Участники исследования.** В исследовании приняли участие 16 здоровых добровольцев (9 женщин и 7 мужчин). Возраст испытуемых варьировался от 21 до 67 лет. Все испытуемые дали свое информированное согласие на участие в эксперименте в письменной форме. Исследование проводилось в соответствии с

этическими стандартами, изложенными в Хельсинкской декларации 2013 г. План исследования был одобрен комитетом по этике национального медицинского научно-исследовательского центра им. В.А. Алмазова до начала экспериментов.

**Экспериментальная установка.** Для видеозаписи эксперимента мы использовали самостоятельно изготовленную ФПГ установку (рис. 1), состоящую из четырех цифровых камер Smartek Vision GC1391MP со светочувствительной матрицей Sony ICX267. Камеры располагались вокруг голени на расстоянии примерно 30 см для обеспечения полного кругового обзора. Для фокусировки изображения на матрице были использованы объективы KOWA LM5NCL. Кадры видео с размером  $696 \times 520$  пикселей записывались со скоростью 30 кадров в секунду. Два светодиода (LED) BL-HP20APGCL-5W STAR, работающие на длине волны 525 нм с выходной мощностью 5 Вт, были установлены вблизи каждого объектива камеры, как показано в левой части рис. 1. Каждая пара светодиодов была оборудована поляризационным фильтром, а перед объективом камеры, к которой они крепились, располагался кросс-поляризационный фильтр. Светодиоды обеспечивали почти равномерное освещение на каждой проекции голени. Выходная мощность светодиодов, диафрагма объектива и время экспозиции матрицы были подобраны так, чтобы исключить переэкспонированные области сфокусированного изображения. Интенсивность освещения светодиодами голени превышала фоновое освещение, которое составляло общее освещение в лаборатории и свет от окна, минимум в 50 раз. Угол между направлением освещения и оптической осью объектива был небольшим. Все четыре камеры синхронно управлялись через компьютер. Записанные изображения загружались на компьютер через интерфейс Ethernet в Portable Network Graphics (PNG) формате. Все измерения проводились в лаборатории при температуре 22–24 °С.

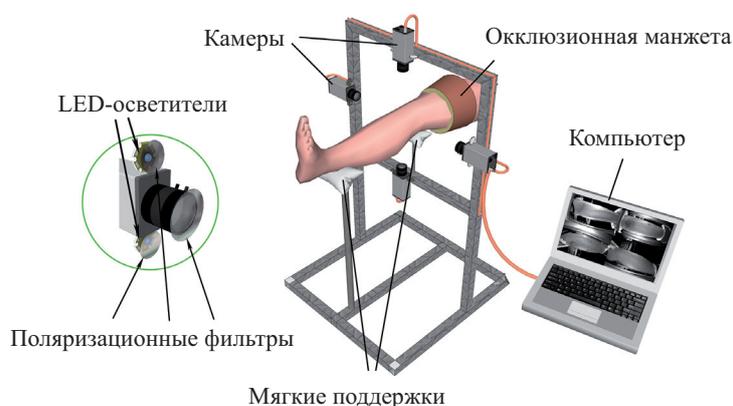


Рис. 1. Общий вид экспериментальной установки (светодиодные осветители с длиной волны 525 нм)

**Протокол эксперимента.** Во время измерений испытуемый находился в удобном положении лежа на спине, причем его нога находилась на одном уровне с сердцем, его лодыжка и нижняя часть бедра были на мягких опорах. Манжета для окклюзии была расположена на 10 см выше коленного сустава (на нижней трети бедра). Во время видеозаписи испытуемого просили избегать любого движения и придерживаться привычного для него ритма дыхания. В ходе эксперимента проводились 4 последовательные венозные окклюзии длительностью по 10 с с последующим периодом релаксации длительностью 20 с. Для создания окклюзии давление воздуха в манжете резко увеличивали примерно на 60 мм рт. ст. По окончании десятисекундной окклюзии давление в манжете было резко снижено, и в течение следующих 20 с давление в ней было атмосферным. Окклюзии начинались на 5, 35, 65 и 95 с эксперимента (рис. 2). Длительность эксперимента составляла 120 с, в течение которых мы записали четыре серии по 3600 кадров для каждой проекции голени.

**Обработка данных.** После окончания эксперимента все записанные кадры с четырех камер обрабатывались с использованием специального программного обеспечения, реализованного на платформе MATLAB. Для анализа данных применялись различные подходы, о которых речь пойдет дальше.

**Анализ с оценкой эволюции среднего значения откликов элементов матрицы камеры.** На графике рис. 3, а показано изменение во времени значений откликов элементов матрицы, усредненных в малой области интереса (приблизительно  $2 \text{ мм}^2$ ), произвольно выбранной и обозначенной зеленым квадратом на фотографии одной из проекций голени. Как видно, периоды воздействия окклюзий достаточно хорошо различимы на этом графике в виде соответствующих пиков. Однако значения откликов элементов матрицы камеры, усредненные по синей области, превышающей зеленую в 1000 раз, позволяют более четко определить воздействие окклюзий, как видно из графика рис. 3, б. Если определить полезный сигнал как разницу между средними значениями отклика камеры в момент начала и окончания окклюзии, а шум вычислять как значение среднеквадратичного отклонения (СКО) сигнала в течение двух секунд перед включением окклюзионной манжеты, то соотношение сигнал/шум на графике рис. 3, б значительно выше, чем на графике рис. 3, а: 41,3 против 4,6. В самой первой работе, посвященной использованию ФПГ для мониторинга процесса венозной окклюзии, мы применяли подход с анализом небольших областей интереса размером

5 × 5 пикселей, что соответствовало 2 × 2 мм<sup>2</sup> на поверхности кожи [6], которые в сумме покрывали область, приблизительно равную области, показанной синим многоугольником на фотографии рис. 3. Анализ каждой из этих небольших областей интереса показал, что некоторые из них не отображают воздействие венозной окклюзии в ходе эксперимента или соотношение сигнал/шум в них крайне мало, такие области мы отмечали как «плохие». Однако в ходе оценки большого количества экспериментов мы установили, что их количество крайне редко приближается к 35 % от общего числа небольших областей интереса [6]. Поэтому, применяя метод анализа эволюции среднего значения откликов элементов матрицы камеры к большой области, вклад в результирующий сигнал таких «плохих» областей гораздо меньше, чем «хороших», в которых четко идентифицируется окклюзионное воздействие, и соотношение сигнал/шум достаточно высоко.

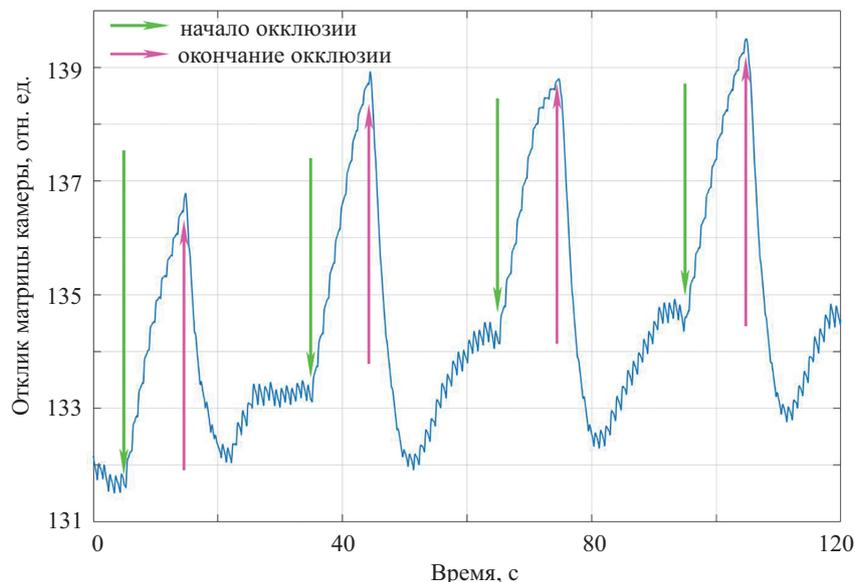


Рис. 2. Усредненный сигнал фотоплетизмограммы нижней конечности для всех четырех камер. На 5, 35, 65 и 95 с была создана окклюзия длительностью 10 с. Синяя кривая показывает сигнал, полученный из усреднения значений откликов элементов матрицы камеры в области для анализа

Для определения минимального количества точек для анализа, при котором соотношение сигнал/шум будет высоким, были проведены следующие расчеты. Для одного и того же эксперимента в области, выделенной синим на рис. 3, были выбраны элементы матрицы для анализа. В первом массиве элементов для анализа их было только 2. В каждом последующем массиве их количество увеличивалось вдвое до тех пор, пока общее количество элементов матрицы камеры в выделенной области это позволяло. Расчеты повторялись для каждого массива элементов 100 раз, при этом сами элементы для каждого расчета выбирались случайным образом из всей выделенной области. Полученные результаты представлены на рис. 4, из которого видно, что после 2048 точек для анализа среднее значение сигнал/шум практически не повышается при увеличении количества точек для анализа. Таким образом, для ускорения анализа данных, оптимальным количеством точек для анализа будет 2048. При этом следует отметить, что эти точки покрывают большую часть каждой проекции голени на изображении с камеры.

При обработке данных новых экспериментов, проведенных нами на голени, мы анализировали изображения, полученные с камер, следующим образом: в центральной части конечности выбиралась область размером примерно 230 × 65 мм, чтобы исключить граничные области, в которых угол освещения повышается из-за округленной ее формы. После этого в каждой выбранной области интереса было отобрано 2048 или меньше элементов камеры матрицы для анализа, чтобы уменьшить нагрузку при расчете данных. Если число элементов в зоне интереса превышало 2048, то требуемые точки выбирались случайным образом из всей области (один из примеров выбора показан на рис. 5 синими точками). В каждой точке мы рассчитывали кадрную эволюцию среднего значения откликов элементов матрицы камеры, а затем усредняли ее по всем точкам в выбранной области интереса и инвертировали знак полученного результата. Пример полученного сигнала показан на рис. 2. Хорошо видно, что при венозной окклюзии инвертированный сигнал начинает практически линейно расти из-за увеличения коэффициента поглощения света кожей. После того как окклюзия была снята, сигнал возвращается к исходному уровню очень быстро. Также на полученной кривой хорошо видны колебания на частоте около 1 Гц, соответствующие сердечному ритму. Более высокая модуляция сигнала на частоте сердцебиений наблюдается в моменты отсутствия окклюзии. Следует отметить, что аналогичное уменьшение модуляции сигнала ФПГ на частоте сердцебиений во время венозной окклюзии наблюдалось в недавних экспериментах по мониторингу изменений кровотока в области предплечья с помощью системы ФПГ [7]. Эта разница в модуляции может быть объяснена уменьшением

разницы давлений между артериальным и венозным концами капилляров при венозной окклюзии [7], так как с течением времени после начала окклюзии давление в венозной части возрастает и стремится выровняться с уровнем давления в артериях.

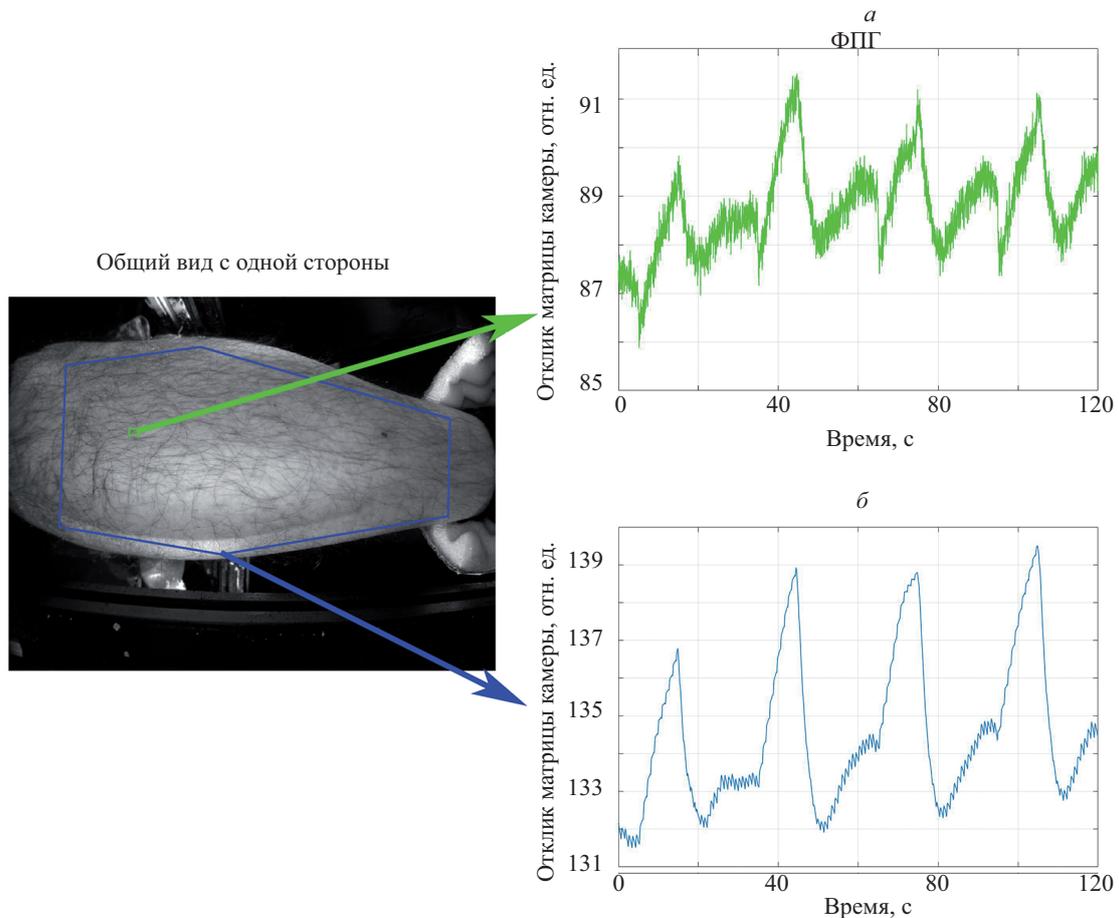


Рис. 3. Выбор малой (зеленая) и большой (синяя) областей интереса и эволюция среднего значения откликов элементов матрицы камеры в этих областях. Знак изменения отклика камеры инвертирован с тем, чтобы полученный сигнал положительно коррелировал с изменением артериального давления, как это принято в большинстве работ по фотоплетизмографии. На обеих кривых видны четыре резких всплеска сигнала, которые отображают уменьшения количества света, зафиксированного камерой, в результате воздействия венозной окклюзии

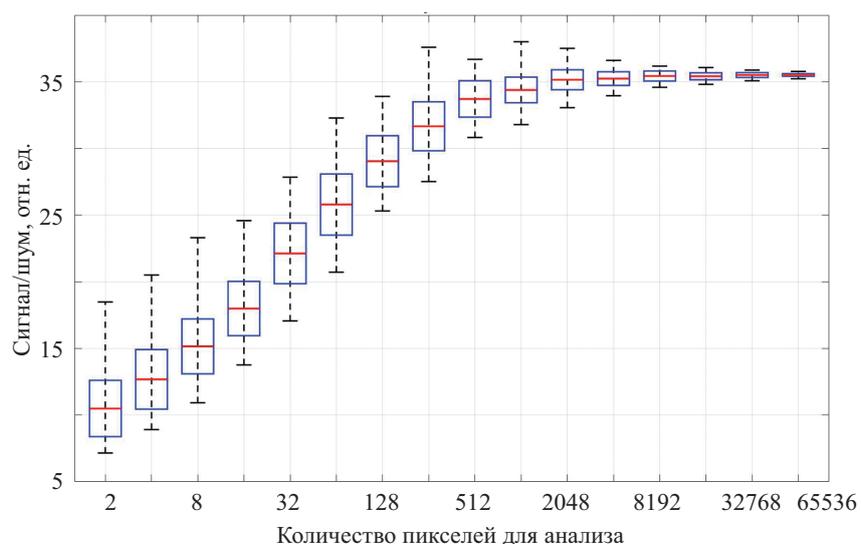


Рис. 4. Зависимость значения сигнал/шум от количества точек для анализа. Красной линией показано среднее значение сигнал/шум, полученное при 100 расчетах для каждого количества точек в одном и том же эксперименте. Синий прямоугольник показывает среднеквадратичное отклонение. Верхняя и нижняя границы пунктирной линии показывают максимальное и минимальное значения сигнал/шум соответственно

Распределение точек для анализа на изображении с камер

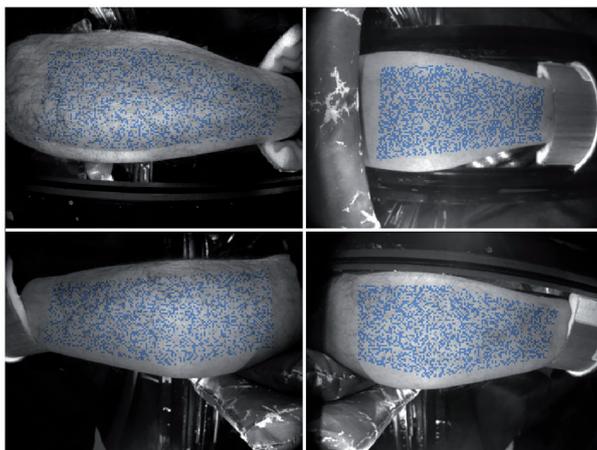


Рис. 5. Фотографии проекций голени, полученные с четырех цифровых камер. Синими точками показаны случайные выборки 2048 малых областей интереса

**Компонентный анализ видеосигнала.** Данный анализ позволяет достаточно быстро выделить изменения сигнала системы ФПГ, вызванные венозной окклюзией. Для компонентного анализа мы использовали сингулярное разложение матрицы, состоящей из значений откликов элементов матрицы камеры в выделенной области для анализа. В результате анализа мы получили временные функции (компоненты) модуляции света. Так как единственным изменяющимся параметром в ходе нашего эксперимента было окклюзионное воздействие, то временной функцией с наибольшей амплитудой (главной компонентой) была функция, отображающая это самое воздействие. После выбора области интереса изображения, полученные с камер, считывались последовательно для заполнения данными объединенной матрицы  $\mathbf{S}$  элементами  $s_{ij}$ , полученными путем выборки изображения  $s(t, r)$  в различное время  $t_i$  каждого кадра, и координатами элемента матрицы камеры  $\mathbf{r}_j$ :

$$s_{ij} = s(t_i, \mathbf{r}_j). \quad (1)$$

Так как записанная информация включает данные с четырех камер, позиция вектора  $\mathbf{r}$  содержит не только обычные геометрические координаты на изображении, но и соответствующий индекс камеры.

Перед сингулярным разложением матрицы  $\mathbf{S}$  средние значения и линейные тренды из каждого столбца  $\mathbf{S}$  удалены. Сингулярное разложение матрицы представляет сигнал следующим образом:

$$\mathbf{S} = \mathbf{V}\mathbf{D}\mathbf{U}^T,$$

где  $\mathbf{D}$  — это диагональная матрица амплитуд, состоящая из сингулярных значений исходной матрицы данных  $\mathbf{S}$ , и столбцы матриц  $\mathbf{V}$  и  $\mathbf{U}$  состоят из правого и левого сингулярных векторов  $\mathbf{S}$ . Эти наборы векторов ортонормированы:

$$\mathbf{V}^T\mathbf{V} = \mathbf{I} \text{ и } \mathbf{U}^T\mathbf{U} = \mathbf{I},$$

где  $\mathbf{I}$  — матрица тождественности. Обычно алгоритмы расчета сингулярного разложения матриц разрабатываются таким образом, что порядок столбцов в вычисляемых матрицах  $\mathbf{V}$  и  $\mathbf{U}$  соответствует убывающим диагональным значениям матрицы  $\mathbf{D}$ . Это означает, что вклад первых столбцов  $\mathbf{V}$  и  $\mathbf{U}$  выше, чем вторых и т. д.

Когда сингулярное разложение матрицы применяется для полного набора данных, т. е. когда исходная матрица содержит отклик всех элементов матрицы камеры из всех кадров видео, матрицы  $\mathbf{V}$  и  $\mathbf{U}$  могут использоваться для представления временных основных компонент и пространственного распределения их амплитуды [9]. Сингулярное разложение матрицы было применено к матрице  $\mathbf{S}$  объединенных данных только для получения общих временных основных компонент. Чтобы найти наиболее изменчивые части в исследуемых изображениях, ортонормированные столбцы  $\mathbf{V}$  использовались для вычисления разложения временного изменения любого элемента  $s(t_i, \mathbf{r}_j)$  изображения в сумму основных компонент:

$$s(t_i, \mathbf{r}_j) = \sqrt{N_f} \sum_k v_{ik} R_k(\mathbf{r}_j),$$

где

$$R_k(\mathbf{r}_j) = \frac{1}{\sqrt{N_f}} \sum v_{ik} s(t_i, \mathbf{r}_j).$$

Здесь  $v_{ik}$  — элементы матрицы  $\mathbf{V}$ , и  $N_f$  — количество кадров. Коэффициенты  $R_k(\mathbf{r}_j)$  этого разложения, отображенные в пространстве изображения, будут показывать пространственное распределение амплитуды каждой главной компоненты. Сингулярное разложение матрицы часто используется для компонентного

анализа данных [9], чтобы находить коррелированные данные и преобразовывать набор данных таким образом, чтобы он мог представлять данные с уменьшенным количеством переменных. Следовательно, размер требуемого сингулярного разложения матрицы может быть уменьшен до нескольких основных компонент, если результирующая точность представления сигнала (уравнение (1)) является достаточной. В частности, если один из процессов доминирует над другими, первое диагональное значение матрицы  $\mathbf{D}$  будет намного больше, чем другие, и временные вариации процесса будут описываться первыми столбцами матриц  $\mathbf{V}$  и  $\mathbf{U}$ . Затем первый столбец матрицы  $\mathbf{V}$  позволяет рассчитать пространственное распределение амплитуды с доминирующим процессом.

В наших экспериментах главная компонента представляет собой временные изменения интенсивности света после его взаимодействия с подкожными кровеносными сосудами. Так же как и в предыдущем методе, сигнал изменения интенсивности света инвертировался с тем, чтобы положительно коррелировать с изменением артериального давления, как это принято в большинстве работ по фотоплетизмографии [2, 3, 10]. Точно так же мы инвертировали и знак главной компоненты во всех наших расчетах.

### Результаты

Несмотря на то что подход с использованием метода главных компонент хорошо работал в случае мониторинга венозной окклюзии предплечья для всех испытуемых в работе [7], при измерении реактивности кровотока голени данный метод не позволил адекватно идентифицировать моменты венозной окклюзии у 3 из 24 испытуемых. На графике рис. 6, *а* показан типичный отклик на 4 венозные окклюзии, характерный для подавляющего большинства экспериментов с голенью. Феномен отсутствия искомого сигнала в главной компоненте продемонстрирован на графике рис. 6, *в*, где синей толстой линией показана главная компонента, а другими цветными линиями прочие компоненты. Поскольку протокол эксперимента в обоих случаях был одинаков и строго соблюден, мы можем сделать вывод, что компонентный анализ в ряде случаев может давать сбой. На данный результат, по всей видимости, влияют особенности конкретного человека и реакция его сосудов на венозную окклюзию. В то же время, как видно из графиков рис. 6, *б*, *г*, эволюция среднего значения откликов элементов матрицы камеры, рассчитанная из тех же самых видеоданных, однозначно позволяет определить воздействие венозной окклюзии с достаточно высоким соотношением сигнал/шум.

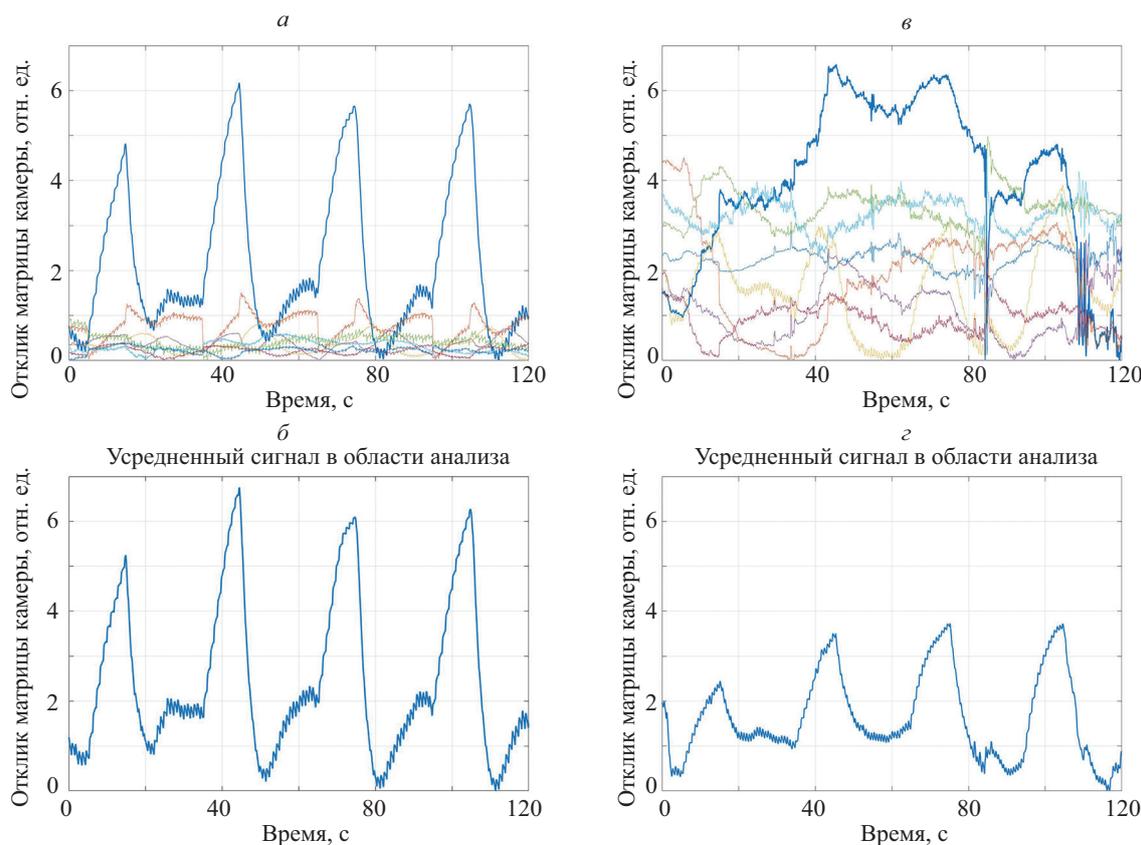


Рис. 6. Сравнение данных двух экспериментов с испытуемыми OVM и КАА. На графиках (а) и (в) показаны результаты расчета при помощи компонентного анализа с первой по восьмую компоненту, где главная (первая) компонента выделена толстой синей линией, а остальные цвета распределены для других компонент.

На графиках (б) и (г) показана эволюция среднего значения откликов элементов матрицы камеры, рассчитанная по большой области интереса для тех же экспериментов, что и графики (а) и (в). Минимальная величина всех данных на графиках приведена к нулю для лучшего сравнения

Оба метода анализа видеоданных в большинстве случаев позволяют однозначно выделить сигнал воздействия окклюзионной манжеты на кожный кровоток. Однако, несмотря на то что компонентный анализ ввиду его особенностей (понижение размерности матрицы вычисления) позволяет производить расчеты быстрее и с меньшим количеством задействованной оперативной памяти по сравнению с методом расчета эволюции среднего значения откликов элементов матрицы камеры, в некоторых экспериментах на нижних конечностях данный метод не позволяет количественно оценить реакцию кардиоваскулярной системы на венозную окклюзию. Из данных, представленных в таблице, видно, что для экспериментов KAA\_02, OVM\_01 и ZAY\_02 анализ данных методом компонентного анализа показал значение СКО больше, чем соотношение сигнал/шум. В обозначении названия эксперимента зашифрован конкретный испытуемый и порядковый номер проведенного измерения.

Таблица. Рассчитанное соотношение сигнал/шум и  $\pm$ СКО. Используемые методы: эволюция среднего значения откликов элементов матрицы камеры и компонентный анализ

№ п/п	Эксперимент	Эволюция среднего значения откликов элементов матрицы камеры		Компонентный анализ	
		сигнал/шум	$\pm$ СКО	сигнал/шум	$\pm$ СКО
1	BSV_01	46,6	6,5	47,2	6,0
2	BTI_01	44,0	7,1	44,9	7,2
3	KAA_02	39,0	13,5	35,6	38,0
4	NRU_01	38,6	3,8	39,0	4,7
5	OVM_01	12,2	2,8	12,5	14,3
6	OVM_02	53,3	8,8	53,0	7,8
7	PTE_02	13,9	4,2	14,3	4,4
8	PZV_01	43,8	9,3	45,8	10,6
9	PZV_02	84,2	31,5	89,5	37,6
10	REA_01	12,6	3,5	13,2	4,0
11	SRD_01	28,7	2,4	29,5	2,6
12	SRD_02	38,5	1,9	39,3	1,6
13	SSS_01	51,6	11,3	52,5	11,7
14	SSS_02	39,2	3,2	40,2	3,4
15	SVV_01	88,0	24,6	87,9	25,9
16	TEV_01	43,8	16,1	44,1	16,7
17	TEV_02	37,1	7,3	38,1	8,2
18	UIA_01	43,0	6,7	38,2	4,0
19	ZAV_01	49,6	5,5	36,6	4,8
20	ZAV_02	28,7	8,9	34,2	12,8
21	ZAY_01	48,8	10,2	55,2	10,3
22	ZAY_02	75,7	31,0	43,8	59,0
23	ZAY_03	35,0	3,2	24,5	3,8
24	ZKM_01	64,7	15,1	66,1	15,3
Среднее значение		44,2	9,9	42,7	13,1

При сравнительном анализе методов эволюции среднего сигнала и компонентного анализа было установлено, что различия соотношения сигнал/шум, рассчитанного разными методами, были не достоверными и составляли  $1,5 \pm 7,8$ ;  $p = 0,36$ , где  $p$  — это достоверность различий. Вместе с тем СКО при вычислении этого показателя имели явную тенденцию к различию:  $3,1 \pm 7,6$ ;  $p = 0,053$ . Кроме того, в 3 случаях из 24 соотношение показателя сигнал/шум и СКО при расчете методом главных компонент было меньше единицы, что делало невозможным оценку сигнала в этих случаях. Эти различия также имели отчетливую тенденцию к достоверности:  $X^2 = 3,20$ ;  $p = 0,074$ , где  $X^2$  — хи квадрат.

### Дискуссия

Оценка кожного кровотока и реактивности кожных сосудов является удобным и незаменимым методом диагностики целого ряда заболеваний на разных стадиях процесса [11, 12]. В настоящее время нет

доступных клинических методов для исследования вазомоторного компонента регуляции сердечно-сосудистой системы. Создание простой и доступной методики оценки периферического кровотока является важной научно-практической задачей. На текущий момент результаты настоящего исследования являются первым сообщением об успешном применении венозной окклюзии для оценки кровотока в области нижних конечностей.

Как показали результаты исследования, оценка кровотока в нижней конечности с применением ФПП имеет реальные перспективы для успешной реализации. Вместе с тем обработка данных методом компонентного анализа в отдельных случаях не может адекватно выделять в качестве главной компоненты изменения параметров кровотока при воздействии венозной окклюзии на нижние конечности. В ходе проведенного исследования мы установили, что оптимизированный метод, который основан на эволюции среднего значения откликов элементов матрицы камеры, показывает более стабильный результат при анализе данных с хорошим соотношением сигнал/шум для каждого из проведенных экспериментов на голени. Это позволяет рекомендовать данный алгоритм для обработки результатов измерения в качестве базового, что позволит получать данные о кровотоке и его реактивности в области голени, которая являлась до настоящего времени областью, недоступной для исследования традиционными методами плетизмографии.

### Заключение

Учитывая простоту и бесконтактный характер исследования, данная методика может быть широко внедрена в клиническую практику для изучения функционального состояния сосудов нижних конечностей при широком спектре заболеваний. Существенным ограничением метода является отсутствие количественных данных об объемной скорости кровотока, которое может быть компенсировано применением функциональных тестов, позволяющих оценить реактивность и функциональный резерв сосудов. Отдельно следует отметить, что вне зависимости от места применения венозной окклюзии (на верхних или нижних конечностях) наш метод двумерной фотоплетизмографии позволяет успешно получать данные о периферическом кровотоке.

### Литература

1. Wilkinson I.B., Webb D.J. Venous occlusion plethysmography in cardiovascular research: methodology and clinical applications // *British Journal of Clinical Pharmacology*. 2001. V. 52. N 6. P. 631–646. doi: 10.1046/j.0306-5251.2001.01495.x
2. Alnaeb M.E., Alobaid N., Seifalian A.M., Mikhailidis D.P., Hamilton G. Optical Techniques in the Assessment of Peripheral Arterial Disease // *Current Vascular Pharmacology*. 2007. V. 5. N 1. P. 53–59. doi: 10.2174/157016107779317242
3. Kamshilin A.A., Miridonov S., Teplov V., Saarenheimo R., Nippolainen E. Photoplethysmographic imaging of high spatial resolution // *Biomedical Optics Express*. 2011. V. 2. N 4. P. 996–1006. doi: 10.1364/BOE.2.000996
4. Fallow B.A., Tarumi T., Tanaka H. Influence of skin type and wavelength on light wave reflectance // *Journal of Clinical Monitoring and Computing*. 2013. V. 27. N 3. P. 313–317. doi: 10.1007/s10877-013-9436-7
5. Trumpp A., Bauer P.L., Rasche S., Malberg H., Zaunseder S. The value of polarization in camera-based photoplethysmography // *Biomedical Optics Express*. 2017. V. 8. N 6. P. 2822. doi: 10.1364/BOE.8.002822
6. Kamshilin A.A., Zaytsev V.V., Mamontov O.V. Novel contactless approach for assessment of venous occlusion plethysmography by video recordings at the green illumination // *Scientific Reports*. 2017. V. 7. N 1. P. 464. doi: 10.1038/s41598-017-00552-7
7. Zaytsev V.V., Miridonov S.V., Mamontov O.V., Kamshilin A.A. Contactless monitoring of the blood-flow changes in upper limbs // *Biomedical Optics Express*. 2018. V. 9. N 11. P. 5387–5399. doi: 10.1364/boe.9.005387
8. Kamshilin A.A., Nippolainen E., Sidorov I.S., Vasilev P.V., Erofeev N.P., Podolian N.P., Romashko R.V. A new look at the essence of the imaging photoplethysmography // *Scientific Reports*. 2015. V. 5. P. 10494. doi: 10.1038/srep10494
9. Jolliffe I.T., Cadima J. Principal component analysis: a review and recent developments // *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*. 2016. V. 374. N 2065. P. 20150202. doi: 10.1098/rsta.2015.0202
10. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement // *Physiological Measurement*. 2007. V. 28. N 3. P. R1–R39. doi: 10.1088/0967-3334/28/3/R01

### References

1. Wilkinson I.B., Webb D.J. Venous occlusion plethysmography in cardiovascular research: methodology and clinical applications. *British Journal of Clinical Pharmacology*, 2001, vol. 52, no. 6, pp. 631–646. doi: 10.1046/j.0306-5251.2001.01495.x
2. Alnaeb M.E., Alobaid N., Seifalian A.M., Mikhailidis D.P., Hamilton G. Optical Techniques in the Assessment of Peripheral Arterial Disease. *Current Vascular Pharmacology*, 2007, vol. 5, no. 1, pp. 53–59. doi: 10.2174/157016107779317242
3. Kamshilin A.A., Miridonov S., Teplov V., Saarenheimo R., Nippolainen E. Photoplethysmographic imaging of high spatial resolution. *Biomedical Optics Express*, 2011, vol. 2, no. 4, pp. 996–1006. doi: 10.1364/BOE.2.000996
4. Fallow B.A., Tarumi T., Tanaka H. Influence of skin type and wavelength on light wave reflectance. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 2013, vol. 27, no. 3, pp. 313–317. doi: 10.1007/s10877-013-9436-7
5. Trumpp A., Bauer P.L., Rasche S., Malberg H., Zaunseder S. The value of polarization in camera-based photoplethysmography. *Biomedical Optics Express*, 2017, vol. 8, no. 6, pp. 2822. doi: 10.1364/BOE.8.002822
6. Kamshilin A.A., Zaytsev V.V., Mamontov O.V. Novel contactless approach for assessment of venous occlusion plethysmography by video recordings at the green illumination. *Scientific Reports*, 2017, vol. 7, no. 1, pp. 464. doi: 10.1038/s41598-017-00552-7
7. Zaytsev V.V., Miridonov S.V., Mamontov O.V., Kamshilin A.A. Contactless monitoring of the blood-flow changes in upper limbs. *Biomedical Optics Express*, 2018, vol. 9, no. 11, pp. 5387–5399. doi: 10.1364/boe.9.005387
8. Kamshilin A.A., Nippolainen E., Sidorov I.S., Vasilev P.V., Erofeev N.P., Podolian N.P., Romashko R.V. A new look at the essence of the imaging photoplethysmography. *Scientific Reports*, 2015, vol. 5, pp. 10494. doi: 10.1038/srep10494
9. Jolliffe I.T., Cadima J. Principal component analysis: a review and recent developments. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 2016, vol. 374, no. 2065, pp. 20150202. doi: 10.1098/rsta.2015.0202
10. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological Measurement*, 2007, vol. 28, no. 3, pp. R1–R39. doi: 10.1088/0967-3334/28/3/R01

11. Strain W.D., Chaturvedi N., Hughes A., Nihoyannopoulos P., Bulpitt C.J., Rajkumar C., Shore A.C. Associations between cardiac target organ damage and microvascular dysfunction: The role of blood pressure // *Journal of Hypertension*. 2010. V. 28. N 5. P. 952–958. doi: 10.1097/HJH.0b013e328336ad6c
12. Tibirica E., Souza E.G., De Lorenzo A., Oliveira G.M.M. Reduced systemic microvascular density and reactivity in individuals with early onset coronary artery disease // *Microvascular Research*. 2015. V. 97. P. 105–108. doi: 10.1016/j.mvr.2014.10.004
11. Strain W.D., Chaturvedi N., Hughes A., Nihoyannopoulos P., Bulpitt C.J., Rajkumar C., Shore A.C. Associations between cardiac target organ damage and microvascular dysfunction: The role of blood pressure. *Journal of Hypertension*, 2010, vol. 28, no. 5, pp. 952–958. doi: 10.1097/HJH.0b013e328336ad6c
12. Tibirica E., Souza E.G., De Lorenzo A., Oliveira G.M.M. Reduced systemic microvascular density and reactivity in individuals with early onset coronary artery disease. *Microvascular Research*, 2015, vol. 97, pp. 105–108. doi: 10.1016/j.mvr.2014.10.004

#### Авторы

**Зайцев Валерий Викторович** — инженер, Университет ИТМО, Санкт-Петербург, 197101, Российская Федерация, Scopus ID: 57193801729, ORCID ID: 0000-0003-3366-8376, zaytsevphoto@gmail.com

**Мамонтов Олег Викторович** — кандидат медицинских наук, научный сотрудник, научный сотрудник, Национальный медицинский исследовательский центр имени В.А. Алмазова, Санкт-Петербург, 197341, Российская Федерация; научный сотрудник, Университет ИТМО, Санкт-Петербург, 197101, Российская Федерация, Scopus ID: 6505846605, ORCID ID: 0000-0003-3063-439X, mamontoffoleg@gmail.com

**Камшилин Алексей Александрович** — доктор физико-математических наук, старший научный сотрудник, старший научный сотрудник, Университет ИТМО, Санкт-Петербург, 197101, Российская Федерация, Scopus ID: 7007138092, ORCID ID: 0000-0003-2506-9736, alexei.kamshilin@yandex.ru

#### Authors

**Valeriy V. Zaytsev** — Engineer, ITMO University, Saint Petersburg, 197101, Russian Federation, Scopus ID: 57193801729, ORCID ID: 0000-0003-3366-8376, zaytsevphoto@gmail.com

**Oleg V. Mamontov** — PhD, Scientific Researcher, Scientific Researcher, Almazov National Medical Research Centre, Saint Petersburg, 197341, Russian Federation; Scientific Researcher, ITMO University, Saint Petersburg, 197101, Russian Federation, Scopus ID: 6505846605, ORCID ID: 0000-0003-3063-439X, mamontoffoleg@gmail.com

**Alexey A. Kamshilin** — D.Sc., Senior Scientific Researcher, Senior Scientific Researcher, ITMO University, Saint Petersburg, 197101, Russian Federation, Scopus ID: 7007138092, ORCID ID: 0000-0003-2506-9736, alexei.kamshilin@yandex.ru