



Math-Net.Ru

Общероссийский математический портал

И. Ю. Волков, А. А. Сагайдачный, А. В. Фомин, Фотоплетизмографическая визуализация гемодинамики и двухмерная оксиметрия, *Изв. Саратов. ун-та. Нов. сер. Сер. Физика*, 2022, том 22, выпуск 1, 15–45

DOI: 10.18500/1817-3020-2022-22-1-15-45

Использование Общероссийского математического портала Math-Net.Ru подразумевает, что вы прочитали и согласны с пользовательским соглашением

<http://www.mathnet.ru/rus/agreement>

Параметры загрузки:

IP: 18.97.14.91

21 марта 2025 г., 17:45:53





Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Физика. 2022. Т. 22, вып. 1. С. 15–45  
*Izvestiya of Saratov University. Physics*, 2022, vol. 22, iss. 1, pp. 15–45  
<https://fizika.sgu.ru>

<https://doi.org/10.18500/1817-3020-2022-22-1-15-45>

Научная статья  
УДК 57.087.3:612.1



## Фотоплетизмографическая визуализация гемодинамики и двухмерная оксиметрия

И. Ю. Волков, А. А. Сагайдачный<sup>✉</sup>, А. В. Фомин

Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н. Г. Чернышевского, Россия, 410012, г. Саратов, ул. Астраханская, д. 83

Волков Иван Юрьевич, аспирант кафедры медицинской физики, [volkovivan27@yandex.ru](mailto:volkovivan27@yandex.ru), <https://orcid.org/0000-0002-0506-0606>

Сагайдачный Андрей Александрович, кандидат физико-математических наук, доцент кафедры медицинской физики, [andsag@yandex.ru](mailto:andsag@yandex.ru), <https://orcid.org/0000-0002-5296-1968>

Фомин Андрей Владимирович, кандидат физико-математических наук, ассистент кафедры медицинской физики, [89050344175@bk.ru](mailto:89050344175@bk.ru), <https://orcid.org/0000-0002-1568-8317>

**Аннотация.** Выполнен обзор современных зарубежных и российских научных работ, посвященных активно развивающимся методам фотоплетизмографической визуализации (ФПГ-визуализации) пульсаций объема крови в сосудах и бесконтактной двухмерной оксиметрии на поверхности тела человека. Рассмотрены физические основы и технические аспекты ФПГ-визуализации и оксиметрии. Показан спектр физиологических параметров, доступных для анализа методом ФПГ-визуализации. Обсуждаются возможные направления дальнейшего развития технологии ФПГ-визуализации. Описаны возможности бесконтактного определения насыщенности крови кислородом  $SpO_2$  (пульсовой сатурации  $O_2$ ). Подчеркивается актуальность дистанционного определения уровня оксигенации в связи с распространением новой коронавирусной инфекции SARS-CoV-2 (COVID-19). Большинство рассматриваемых работ охватывают период 2010–2021 гг.

**Ключевые слова:** фотоплетизмография, фотоплетизмографическая визуализация, дистанционная фотоплетизмография, визуализирующая фотоплетизмография, оксигенация, оксиметрия, сатурация, насыщенность крови кислородом, частота сердечных сокращений, вариабельность ритма сердца, SARS-CoV-2, COVID-19

**Благодарности:** Обзор возможностей определения оксигенации на основе технологии фотоплетизмографической визуализации выполнен при поддержке Совета по грантам Президента Российской Федерации для государственной поддержки молодых российских ученых – кандидатов наук (проект № МК-140.2021.4); обзор возможностей верификации тепловизионных данных методом фотоплетизмографической визуализации выполнен при финансовой поддержке Российского научного фонда (проект № 21-75-00035).

**Для цитирования:** Волков И. Ю., Сагайдачный А. А., Фомин А. В. Фотоплетизмографическая визуализация гемодинамики и двухмерная оксиметрия // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Физика. 2022. Т. 22, вып. 1. С. 15–45. <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2022-22-1-15-45>

Статья опубликована на условиях лицензии Creative Commons Attribution 4.0 International (CC-BY 4.0)

Article

### Photoplethysmographic imaging of hemodynamics and two-dimensional oximetry

I. Yu. Volkov, A. A. Sagaidachnyi<sup>✉</sup>, A. V. Fomin

Saratov State University, 83 Astrakhanskaya St., Saratov 410012, Russia

Ivan Yu. Volkov, [volkovivan27@yandex.ru](mailto:volkovivan27@yandex.ru), <https://orcid.org/0000-0002-0506-0606>

Andrey A. Sagaidachnyi, [andsag@yandex.ru](mailto:andsag@yandex.ru) <https://orcid.org/0000-0002-5296-1968>

Andrey V. Fomin, [89050344175@bk.ru](mailto:89050344175@bk.ru), <https://orcid.org/0000-0002-1568-8317>

**Abstract. Background and Objectives:** A review of recent papers devoted to actively developing methods of photoplethysmographic imaging (PPGI) of blood volume pulsations in vessels and non-contact two-dimensional oximetry on the surface of the human body is carried out. **Results:** The physical fundamentals and technical aspects of PPGI and oximetry have been considered. The diversity of physiological parameters available for analysis by PPGI has been shown. The prospects of PPGI technology have been discussed. The possibilities of non-contact determination of blood oxygen saturation  $SpO_2$  (saturation of pulse  $O_2$ ) have been described. The relevance of remote determination of the level of oxygenation due to the spread of a new coronavirus infection SARS-CoV-2 (COVID-19) has been emphasized. Most of the works under consideration cover the period of 2010–2021 years.



**Keywords:** photoplethysmography, photoplethysmographic imaging, remote photoplethysmography, imaging photoplethysmography, oxygenation, oximetry, saturation, blood oxygen saturation, heart rate, SARS-CoV-2, COVID-19

**Acknowledgments:** A review of the possibilities of determining oxygenation based on photoplethysmographic imaging technology was funded by the Grant Council of the President of the Russian Federation for the state support of young Russian scientists – candidates of sciences (project No. MK-140.2021.4); a review of the possibilities for verifying thermal imaging data by photoplethysmographic imaging was funded by the Russian Science Foundation (project No. 21-75-00035).

**For citation:** Volkov I. Yu., Sagaidachnyi A. A., Fomin A. V. Photoplethysmographic imaging of hemodynamics and two-dimensional oximetry. *Izvestiya of Saratov University. Physics*, 2022, vol. 22, iss. 1, pp. 15–45 (in Russian). <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2022-22-1-15-45>

This is an open access article distributed under the terms of Creative Commons Attribution 4.0 International License (CC0-BY 4.0)

## Введение

Данная работа посвящена анализу современных работ в сравнительно новой, стремительно развивающейся области двухмерной фотоплетизмографической визуализации гемодинамических явлений. В русскоязычной литературе метод фотоплетизмографической визуализации (ФПГ-визуализация) имеет несколько синонимичных названий – дистанционная фотоплетизмография, визуализирующая фотоплетизмография, что соответствует англоязычным названиям *remote photoplethysmography* (rPPG), *imaging photoplethysmography* (iPPG) или *photoplethysmographic imaging* (PPGI). В тексте данного обзора мы будем использовать единое название метода – ФПГ-визуализация, созвучное с названием техник, аналогичных по решаемой задаче, такими как, например, лазерная доплеровская визуализация, спекл-контрастная и термографическая визуализация, активно используемых для изучения процессов регуляции периферической гемодинамики.

Широкому распространению метода фотоплетизмографии (ФПГ) способствует его высокая актуальность при разработке и проектировании носимых устройств, контролирующих частоту и вариабельность ритма сердца. В настоящее время большинство спортивных часов и браслетов определяют параметры сердечных сокращений именно на основе анализа фотоплетизмографического сигнала при помощи программной обработки отраженного сигнала с оптопары светодиод-фотодиод.

Насколько нам известно, настоящая работа является первой попыткой обобщения результатов исследований на тему ФПГ-визуализации и двухмерной бесконтактной оксиметрии в русскоязычной научной литературе. В обзоре [1] обсуждаются результаты работ по ФПГ-визуализации лица без описания двухмерной оксиметрии. Поэтому представляется актуальным проанализировать современные достижения в области ФПГ-визуализации как метода, отличающегося высоким пространственным разрешением, информа-

тивнойностью с точки зрения диагностики на основе регистрации комплекса оптических, биомеханических и физиологических свойств биообъекта и являющегося сравнительно простым и недорогим в аппаратно-программной реализации.

Структура обзора построена таким образом, что сначала кратко рассматривается метод классической контактной фотоплетизмографии, затем метод дистанционной двухмерной ФПГ-визуализации как более новое направление его развития. Описываются физические основы формирования фотоплетизмографического сигнала (ФПГ-сигнала); технические аспекты метода (выбор области спектра излучателя, выбор типа камеры и области интереса); физиологические параметры, определяемые методом ФПГ-визуализации; рассматриваются возможности бесконтактной оксиметрии на основе технологии ФПГ-визуализации. В заключении сформулированы выводы по основным направлениям рассматриваемых проблем ФПГ-визуализации и оксиметрии.

Таким образом, основной целью данного обзора является обобщение результатов современных зарубежных и российских научных публикаций, связанных с развитием бесконтактной оксиметрии и ФПГ-визуализации гемодинамических явлений на поверхности живых объектов с описанием основных физических, технических, физиологических аспектов методов. Большинство рассматриваемых работ выполнены за период 2010–2021 гг. Авторами не ставилась задача исчерпывающего описания всех аспектов ФПГ-визуализации, поэтому обзор может рассматриваться скорее как введение в данную предметную область.

### От контактной фотоплетизмографии к ФПГ-визуализации

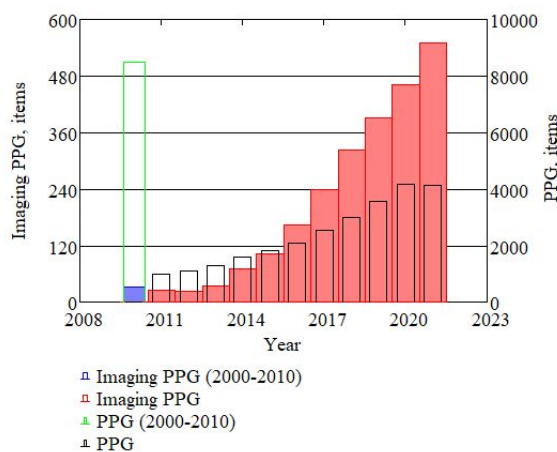
До изобретения фотоплетизмографии как метода измерения объемного кровенаполнения в разных частях тела использовались различные конструкции механических плетизмографов (от греч. *plethysmos* – увеличение + *grapho* –



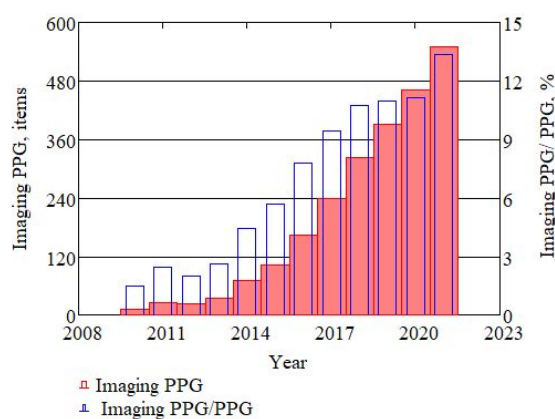
писать, изображать). Впервые фотоэлектрический способ измерения кровенаполнения был описан Герцманом в 1938 году [2]. Освещая участок биологической ткани красным и инфракрасным светом, который после отражения или прохождения через такнь регистрировался фотопреобразователем, Герцман обнаружил пульсации света, интерпретированные им как проявление пульсирующего характера кровотока в микрососудах. Поскольку кровь имеет оптические свойства, отличные от свойств окружающей ткани, это в конечном итоге вызывает изменение (модуляцию) интенсивности проходящего или отраженного света. Первоначально описанный метод получил название «фотоэлектрическая плетизмография», с течением времени устоялось название «фотоплетизмография». Дальнейшие исследования подтвердили, что ФПГ-сигнал линейно связан с изменением объема крови в микрососудах [3]. В зависимости от расположения источника и приемника излучения различают фотоплетизмографические сенсоры (ФПГ-сенсоры) двух основных типов: 1) «на пропускание» (трансмиссионный сенсор), когда источник и приемник расположены с противоположных сторон от объекта исследования, например, пальца; 2) «на отражение» (рефлективный сенсор), когда источник и приемник расположены с одной стороны от объекта исследований. Прогресс в совершенствовании ФПГ-сенсоров указанных типов описан в обзоре [4].

В начале 1975 г. Аояги с соавт. предложили новый неинвазивный способ определения насыщенности артериальной крови кислородом на основе фотоплетизмографии [5], который получил название «пульсоксиметрия». Метод пульсоксиметрии позволил одновременно оценивать частоту пульса и уровень насыщенности крови кислородом ( $SpO_2$  – saturation pulse  $O_2$ , пульсовая сатурация  $O_2$ ), в результате чего завоевал популярность, благодаря своей низкой стоимости, простоте и практичности. В начале 1990-х гг. по международным стандартам пульсоксиметрия стала обязательной процедурой во время мониторинга анестезии [6].

Первые исследования, в которых указывалось на возможность бесконтактной фотоплетизмографической визуализации кожного кровотока с использованием видеокамеры, были начаты в 1996 г. [7]. Позже, в 2000 г., авторы представили одну из первых систем ФПГ-визуализации на основе прибора с зарядовой связью (ПЗС) и продемонстрировали ее применимость для оценки локальных изменений кровенаполнения ткани [8]. С тех пор количество публикаций, относящихся к методам ФПГ-визуализации, с каждым годом стремительно увеличивалось. Так, по данным поисковой системы Google Scholar (<https://scholar.google.ru/>) на конец 2021 г. количество публикаций с ключевым словом «plethysmography» за последние 6 лет превышает количество аналогичных публикаций за предыдущие 100 лет (рис. 1, а), а количество публикаций с ключе-



а/а



б/б

Рис. 1. Рост количества публикаций с ключевыми словами «imaging photoplethysmography» и «photoplethysmography»: а – абсолютное количество публикаций; б – процентное отношение публикаций с ключевыми словами «imaging photoplethysmography» к общему количеству публикаций с ключевым словом «photoplethysmography»

Fig. 1. Growth in the number of publications with the keywords “imaging photoplethysmography” and “photoplethysmography”: absolute number of publications (a); percentage of publications with the keywords “imaging photoplethysmography” to the total number of publications with the keyword “photoplethysmography” (b)



выми словами «imaging photoplethysmography» и «remote plethysmography» за последние 3 года превышает количество аналогичных публикаций за предыдущие 10 лет. При этом за последние 10 лет с каждым годом неизменно растет относительный вес количества публикаций на тему фотоплетизмографической визуализации в общем количестве публикаций, посвященных фотоплетизмографии (рис. 1, б), что свидетельствует о росте актуальности темы фотоплетизмографической визуализации.

Первые измерения двухмерного ФПГ-сигнала выполнены в 2007 и 2008 гг. Такано с соавт. (Takano) [9] и Веркрусис с соавт. (Verkruyse) [10] с помощью стандартной камеры в области лица. Авторы предложили метод, который обнаруживает колебания цвета лица из набора заранее определенных областей интереса. Этот метод использовался для монохроматических [9] и цветных изображений [10]. При этом ФПГ-сигнал формировался путем простого усреднения интенсивности пикселей, составляющих область интереса. В 2011 г. Камшилиным с соавт. были представлены результаты ФПГ-визуализации в каждом пикселе видеокadra, что обеспечивало высокое пространственное разрешение метода [11, 12]. Одновременно с 2005 г. развивались методы бесконтактного определения  $SpO_2$ -насыщенности крови кислородом с использованием видеокамеры [13, 14]. В настоящее время диагностические возможности методов контактной ФПГ- и бесконтактной ФПГ-визуализации расширяются и включают в себя не только оценку частоты сердечных сокращений, определение свойств сосудистой стенки, уровня сатурации крови кислородом [15–19], но и определение времени распространения пульсовой волны, а также его пространственного распределения по поверхности кожи [20, 21].

### **1. Физические основы метода фотоплетизмографии и альтернативные представления о причинах формирования фотоплетизмограммы**

В соответствии с современными наиболее распространенными представлениями ФПГ-сигнал формируется следующим образом: часть падающего излучения светодиода или лазера проникает в биологическую ткань, претерпевая множество актов поглощения и рассеяния, достигает сосудистого слоя ткани, в котором частично поглощается кровью (преимущественно эритроцитами), а частично возвращается из глубины ткани на поверхность и детектируется

фотодиодом или видеокамерой как переменный ФПГ-сигнал [22–24]. В результате изменение интенсивности ФПГ-сигнала связано как с изменением объёмного кровенаполнения, так и с поглощением и рассеиванием света структурами ткани. Условно разделено и в большинстве работ по ФПГ считается, что пульсирующая, переменная часть ФПГ-сигнала (или «АС» составляющая) определяется вариацией объема, связанной с пульсом, тогда как неппульсирующая медленно изменяющаяся часть ФПГ-сигнала (или «DC» составляющая) определяется медленным изменением кровенаполнения венозных и артериальных сосудов, а также изменением объема межклеточной жидкости и другими физиологическими процессами, влияющими на оптические свойства биологической ткани.

Растущий интерес к приложениям ФПГ и в особенности к ФПГ-визуализации способствовал исследованию определенных вопросов, связанных с физическими механизмами формирования ФПГ-сигнала [25, 26]. Рассматривались факторы, потенциально влияющие на форму ФПГ-сигнала, среди которых: изменение объема крови, движение стенки кровеносных сосудов и ориентация эритроцитов [27–30]. Традиционно считается, что ФПГ-сигнал в основном зависит от изменения объема крови в сосудах. Однако относительно недавно возникли разногласия по данному вопросу [31–33]. Например, в работе [32, 34] авторы сделали предположение, что пульсовые колебания трансмурального артериального давления в более крупных артериях механически деформируют структуру ткани дермы, что приводит к периодическим изменениям плотности капилляров в сосочковом слое дермы и коэффициента рассеяния света слоями кожи. Таким образом, формирование ФПГ-сигнала может быть связано именно с механической компрессией ткани кровеносными сосудами. Данное предположение объясняет, почему возможно получение ФПГ-сигнала и в том случае, когда оптическое излучение не проникает на глубину расположения кровеносных сосудов. Глубина проникновения света в кожу для ФПГ в режиме отражения действительно имеет небольшое значение [35], при этом отмечаются неоднозначности в её определении [36].

При проведении ФПГ-визуализации необходимо учитывать, что глубина проникновения излучения светодиодов в кожу будет меньше, чем при использовании контактного датчика на отражение с тем же типом излучателей, так как



уменьшается плотность мощности излучения, падающего на поверхность кожи. ФПГ-визуализация с одновременной регистрацией пульсовых колебаний на длинах волн 530 и 810 нм показала возможность определения перфузии крови из двух функционально и морфологически различных слоев кожного микроциркуляторного русла – поверхностного субпапиллярного сплетения и более глубокого сплетения на стыке дермы и гиподермы [37]. В исследовании [38] показано, что различие в геометрии контактных и бесконтактных методов не влияет на возможность калибровки  $SpO_2$  на основе камеры. Глубокое понимание происхождения дистанционно измеряемой формы ФПГ-волны необходимо для установления однозначной связи данного сигнала с вариациями объема артериальной крови в сосудах, сердечными сокращениями и исключения влияния других физиологических факторов.

Из анализа спектральных свойств кожи можно заключить, что использование в ФПГ-исследованиях излучения красного и ближнего инфракрасного диапазонов обеспечивает возможность получения информации о гемодинамике в кровеносных сосудах, при этом эффект пульсации в определенных областях на поверхности кожи проявляется в виде небольших механических колебаний, т. е. является баллистографическим эффектом [33]. Данные эффекты могут иметь глобальное и локальное происхождение. Глобальные баллистографические эффекты могут быть связаны, например, с движением головы вследствие выброса крови в аорту, локальные эффекты – например, с наклоном поверхности кожи вследствие прохождения крупной артерии под областью измерения. Систематические исследования происхождения сигналов ФПГ-визуализации показали, что баллистографические эффекты возникают в основном при использовании неоднородного и неортогонального освещения (падающий свет не перпендикулярен поверхности кожи). Степень влияния глобальных и локальных эффектов на результирующий ФПГ-сигнал трудно поддается количественной оценке.

Баллистографические эффекты существенно отличаются от эффектов колебаний объема крови. Они также производят пульсирующий сигнал, но фаза результирующего сигнала и его морфология могут отличаться от сигналов, которые возникают из-за эффектов колебаний объема крови. Усреднение областей, подверженных влиянию

эффектов различного типа, может приводит к искажению результирующего ФПГ-сигнала. Последнее имеет особое значение при определении уровня насыщенности крови кислородом, когда должно учитываться только изменение объема крови, но не баллистическое воздействие. Поэтому рекомендуется осуществлять тщательный отбор участков поверхности кожи для проведения оксиметрии таким образом, чтобы исключать из рассмотрения области, совершающие механические колебания под воздействием сердечных сокращений и распространяющейся по сосудам пульсовой волны.

## 2. Технические аспекты ФПГ-визуализации

### 2.1. Принцип формирования визуальных данных при ФПГ-визуализации

Исходными данными метода ФПГ-визуализации служат двухмерные матрицы значений, пропорциональных интенсивности света, отражающегося от различных предметов фона и самого объекта измерений и в результате падающего на матрицу камеры (рис. 2). Глубина проникновения излучения, используемого для освещения объекта, будет зависеть от его длины волны, поэтому вид ФПГ-изображений может значительно отличаться при использовании источников различного спектрального состава, например зеленого и красного (рис. 3, а, б). Изменение во времени отражательных свойств живого объекта, например, при вариации объемного кровенаполнения кожи, приводит к соответствующему изменению матричных данных с камеры. В результате за выбранный промежуток времени формируется набор эволюционирующих во времени двухмерных матриц, т. е. массив трехмерных данных. Сигнал с каждого элемента двухмерной матрицы, регистрируемый в течение длительного времени, рассматривается как одномерный временной ряд, который в большинстве случаев математически обрабатывается методами спектрального или статистического анализа. В результате каждому пикселю изображения соответствует статистический, спектральный либо иной числовой параметр, каждому значению которого ставится в соответствие цвет (оттенок) палитры (псевдопалитры). Использование псевдопалитры дает возможность трансформировать изображение из оттенков серого в цветное изображение с определенным цветовым градиентом перехода значений от минимального к максимальному, что повышает наглядность результатов ФПГ-визуализации.

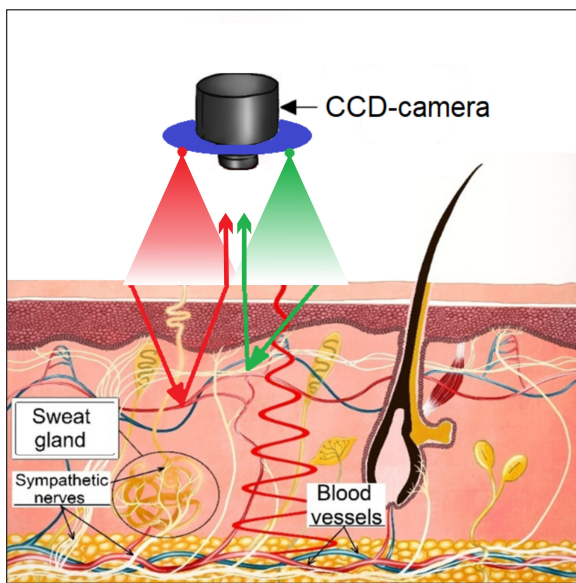


Наиболее распространена спектральная обработка фотоплетизмографических данных с помощью быстрого преобразования Фурье либо с каждого отдельного пикселя, либо с группы пикселей (зоны интереса). Для определения частоты сердечных сокращений в амплитудном спектре могут выделяться спектральные составляющие, соответствующие кардиальному диапазону 0.5–2 Гц. Частота, на которой обнаруживается максимальная амплитуда спектральных составляющих, будет соответствовать частоте сердечных сокращений (ЧСС), усредненной за время измерений. Такой метод может реализовываться либо с пространственным усреднением определяемых значений ЧСС по всей поверхности объекта, либо с усреднением в выбранных зонах поверхности объекта, отличающихся высоким отношением сигнал/шум.

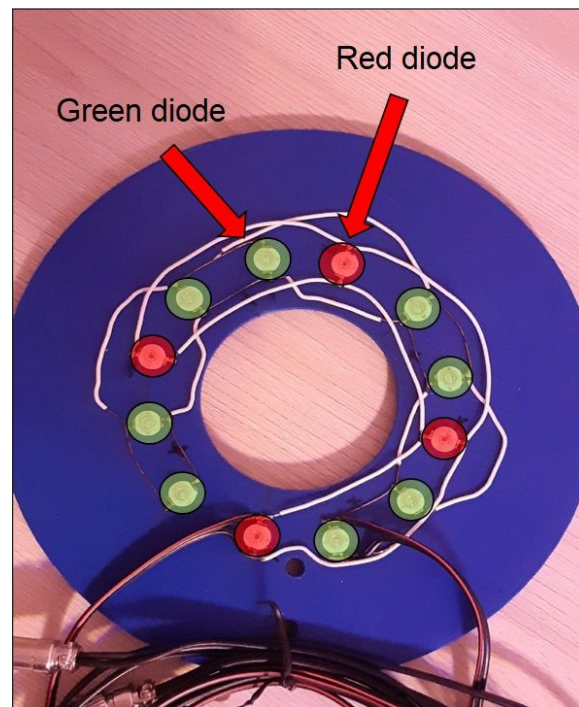
Другим распространенным методом визуализации ФПГ-данных служит построение карты амплитуд пульсаций, реализуемое посредством

вычисления мощности спектральных составляющих колебаний интенсивности изображения, соответствующих пульсации крови в сосудах в каждом пикселе изображения (или их группе). В результате параметром визуализации на таких изображениях является пространственное распределение амплитуды пульсации либо в каждом пикселе (рис. 3, в), либо усредненное по группе пикселей (рис. 3, г).

В целом карта амплитуд пульсации может указывать на области поверхности объекта, являющиеся наиболее информативными с точки зрения возможности определения частоты сердечных сокращений. Важным аспектом качественной ФПГ-визуализации является снижение механических движений объекта в процессе съемки как с помощью специальной техники эксперимента, так и с помощью алгоритмов обработки изображения, компенсирующих движения и отслеживающих перемещение контуров объекта от кадра к кадру.



а/а



б/б

Рис. 2. Аппаратная реализация метода ФПГ-визуализации: а – схема регистрации сигнала с поверхности кожи (условно показаны компоненты излучения зеленой и красной области спектра обратно рассеянного и отраженного от крови и биологической ткани); б – пример кольцевого осветителя для ФПГ-визуализации и определения уровня оксигенации (центральная длина волны светодиодов 660 нм (красный) и 530 нм (зеленый)) (происходит чередование включения/выключения совокупности красных и зеленых светодиодов при постоянном режиме работы камеры) (цвет online)

Fig. 2. Hardware implementation of the PPG imaging method: scheme for recording a signal from the skin surface (the components of the radiation in the green and red regions of the spectrum backscattered and reflected from blood and biological tissue are shown) (a); an example of a ring illuminator for PPG imaging and determination of the level of oxygenation (the central wavelength of the LEDs is 660 nm (red) and 530 nm (green)) (the combination of red and green LEDs alternates on/off with a continuous operation of the camera) (color online) (b)

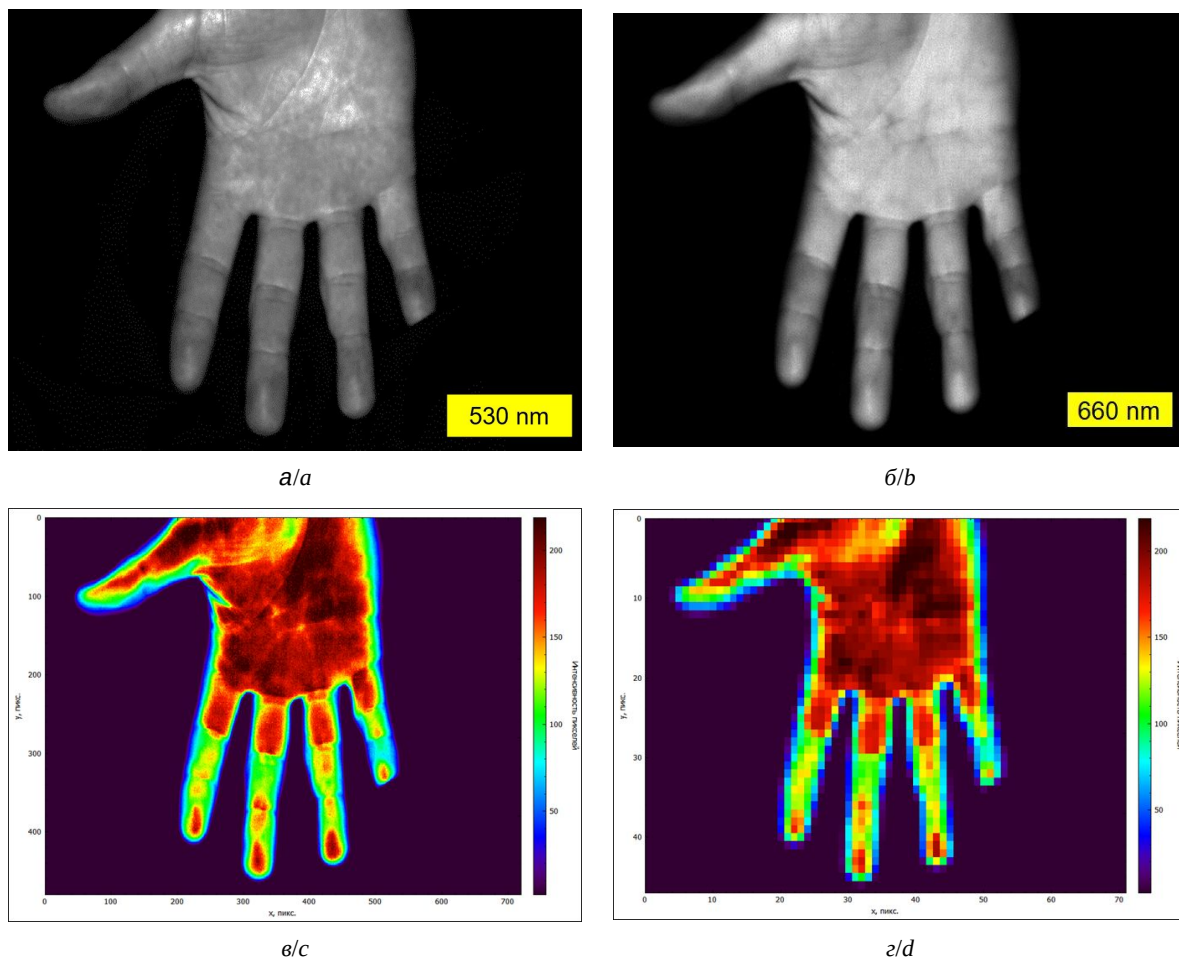


Рис. 3. ФПГ-визуализация ладонной части руки: а – изображение объекта при использовании светодиодов с центральной длиной волны 530 нм (зеленый); б – изображение объекта при использовании светодиодов с центральной длиной волны 660 нм (красный); в – визуализация амплитуды пульсаций в каждом пикселе изображения; г – визуализация амплитуды пульсаций, усредненных в пределах квадратных областей  $10 \times 10$  пикселей

Fig. 3. PPG visualization of the palmar part of the hand: image of the object using LEDs with a central wavelength of 530 nm (green) (a); image of the object when using LEDs with a central wavelength of 660 nm (red) (b); visualization of the pulsation amplitude in each image pixel (c); visualization of the amplitude of pulsations averaged within square areas of  $10 \times 10$  pixels (d)

## 2.2. Выбор области спектра излучателя

В ранних работах [10, 39] было отмечено, что амплитуда пульсаций сигнала зеленого канала цветной камеры (RGB-камеры) наибольшая по сравнению с красным и синим. Это связано с тем, что оксигемоглобин и дезоксигемоглобин крови поглощают излучение зеленой области более интенсивно, чем в красной и синей областях (рис. 3, а, б демонстрируют различие изображений, полученных при освещении кожи излучением зеленой и красной областей спектра). По этой причине увеличение объема крови в сосудах приводит к более значительному уменьшению отраженной компоненты в зеленом канале по сравнению с красным и синим. Таким образом, в зеленом канале цветного изображения

наблюдается наибольший вариационный размах сигнала пульсаций, поэтому в большинстве работ по ФПГ-визуализации с помощью естественного освещения и RGB-камеры для определения пульса применяется зеленый канал цифрового кадра, а с помощью монохромной камеры – зеленое освещение. Если в контактной ФПГ наиболее часто для зондирования ткани применяются источники в области красного и ближнего инфракрасного спектра, то для ФПГ-визуализации наибольшее отношение сигнал/шум даёт использование излучения зеленой области спектра, несмотря на то что излучение красного и ближнего инфракрасного диапазонов проникают в ткань глубже. Использование для освещения синей области спектра дает высокий уровень шума [39].





### 2.3. Использование камер различного типа

Как правило, для ФПГ-визуализации наибольшее применение нашли системы на основе либо монохромной камеры с внешней подсветкой (чаще зеленой), либо системы на основе RGB-камеры. Чтобы избежать теней на объекте обеспечивают высокую интенсивность и равномерность освещения. Для этого часто используется кольцевой светодиодный осветитель, закрепляемый на объективе камеры так, чтобы их оптические оси совпадали (см. рис. 2, б) [40, 41]. Использование поляризационного фильтра на камере позволяет снизить влияние оптических помех на ФПГ-сигнал [42].

В последние 5 лет интенсивно исследуются возможности использования бюджетных RGB-камер и веб-камер (как разновидности RGB-камер с, как правило, более низким разрешением и скоростью съемки) для бесконтактного мониторинга ЧСС. По сравнению с системой ФПГ-визуализации на основе монохромной камеры, эти системы имеют низкую стоимость и простоту реализации, так как для внешней подсветки часто используется внешнее освещение [10, 43, 44]. Использование алгоритма нормализации ФПГ-сигнала дает возможность устранить влияние нестабильности интенсивности внешнего освещения на результаты измерений [45]. При использовании данных с RGB-камер сигнал разделяется на R (красный), G (зеленый) и B (голубой) каналы, которые анализируются независимо, что позволяет исследовать участок тела в трех разных диапазонах длин волн. Использование трех каналов расширяет многообразие алгоритмов извлечения пульсовых колебаний и способов уменьшения артефактов движения на основе комбинации или независимого анализа R, G и B компонент. Некоторые более редкие виды артефактов, например, нерегулярность скорости съемки видеокадров и влияние ширины временного окна усреднения частоты сердечных сокращений, рассмотрены в работе [46].

### 2.4. Выбор области измерений пульсовых колебаний на поверхности тела человека

В ранних исследованиях использовалась область запястья или пальцев рук, которые фиксировались для уменьшения артефактов движения, так как именно они вносили существенные помехи [13, 39, 47], позже было показано, что использование монохромной [9] и RGB-камеры [10] дает возможность определить ЧСС с области лица. Для измерения пульса на лице

рекомендуется использование области щек, лба и подбородка, либо всей площади лица [48, 49]. При этом регистрация данных с области лба приводит к получению пульсовых колебаний с наибольшей амплитудой [10, 50, 51]. Область вокруг губ также может использоваться для регистрации пульса [52].

Преимуществом использования зоны лица для определения пульса состоит в том, что данная область всегда открыта. Кроме этого, в настоящее время разработаны алгоритмы выделения информативных областей на лице, снижающие артефакты движения, например, метод Виолы – Джонса (Viola–Jones object detection) [53], или алгоритмы, использующие признаки Хаара [54], тогда как выделять информативные области на других участках тела приходится вручную [55].

### 2.5. Определение области интереса

При ручном выборе области интереса (region of interest) и её размера [11, 49, 56] результирующий ФПГ-сигнал, как правило, определяется с помощью усреднения значений с группы пикселей, составляющих данную область. К недостаткам такого способа можно отнести: во-первых, влияние субъективного фактора, так как при этом сложно обеспечить воспроизводимость расположения области вследствие микродвижений объекта; во-вторых, проблему выбора оптимального размера области интереса, при усреднении по малым пространственным областям сигнал будет более ступенчатым, а при усреднении по большой площади результирующий сигнал может включать как информативные, так и неинформативные пиксели или пиксели, дающие сигнал артефактов движения или зеркального отражения. Тестирование существующих автоматических алгоритмов выделения области интереса, например, таких как детектор лиц Виолы – Джонса или Лукаса – Канаде, показывает, что данные алгоритмы могут не точно отслеживать выбранную область при повороте лица. Единственного лучшего решения перечисленных проблем пока не существует, поэтому предлагаются различные компромиссные варианты.

Предложен метод определения информативных пикселей с помощью одновременного анализа всей области лица и автоматического определения областей интереса с наибольшей амплитудой пульса и использованием адаптивных матриц [57] или вариации яркости областей [58]. Ранее те же авторы предложили применять



непрерывное вейвлет-преобразование для идентификации пикселей с явно выраженным пульсовым сигналом [59]. Предложена концепция «суперпикселей» для автоматического выбора и отслеживания наиболее информативных участков [60–63]. Для сегментации изображения может использоваться непараметрический байесовский алгоритм, а для удаления артефактов, связанных с мерцанием света, авторегрессионные модели [64]. Для оценки формы фотоплетизмографической волны с помощью байесовского подхода предложен стохастический метод выбора точек из области щеки [65]. Одним из современных подходов для автоматического выделения областей интереса является применение сверточных нейронных сетей [66].

### **3. Оценка основных физиологических показателей организма человека методом ФПГ-визуализации**

#### **3.1. Экстракция пульсового сигнала из данных ФПГ**

Сердечный ритм является одним из наиболее важных маркеров здоровья сердечно-сосудистой системы, контролирование которого для некоторых пациентов жизненно необходимо, поэтому вопрос непрерывного и бесконтактного мониторинга ЧСС остаётся актуальным [67]. Повышенному интересу к бесконтактному определению параметров сердечных сокращений способствует сравнительно высокое отношение сигнал/шум в спектральной области кардиальных колебаний (0.5–2 Гц), позволяющее выделить полезный сигнал на фоне оптических помех и шума матрицы видеоканалов. Бесконтактный контроль ЧСС при помощи ФПГ-визуализации уже имеет успехи клинического применения, например, для прикроватного мониторинга младенцев и недоношенных детей [68], а также для мониторинга нарушений сна.

После регистрации сигнала, как правило, выполняется предварительная обработка кадров с целью выделения пульсовой волны, для этого стандартно применяется полосовая фильтрация сигнала [69], Фурье-фильтрация [49], непрерывная вейвлет-фильтрация [59] или методики адаптивной фильтрации [70]. Другим подходом является целенаправленное выделение слабого пульсового сигнала с применением алгоритма эйлерова усиления [71, 72].

Авторы в [56] предложили минимизировать влияние артефактов движения и световые блики в исходном сигнале путем удаления тренда

и разделения RGB данных с помощью независимого анализа R, G и B компонент. Данный метод основан для разделения многомерного сигнала на его независимые исходные компоненты, при этом предполагается, что исходные сигналы являются статистически независимыми друг от друга и не являются гауссовыми. На основе выделения главных компонент разработан метод CHROM, в котором RGB векторы данных объединяются в два ортогональных сигнала, нормализуя цветовой канал и снижая уровень помех, связанных с бликами на поверхности кожи [18, 56, 73–75].

В других работах [69, 76] используется нормализованное RGB пространство с ортогональной к нему плоскостью тона сигнала. На основе анализа RGB данных в таком пространстве можно исключить компоненты, не связанные с пульсациями RGB данных вследствие сердечных сокращений и прохождения пульсовой волны по сосудам.

Помимо применения различных методов фильтрации сигналов и алгоритмов, для определения ЧСС все большую популярность приобретает также применение нейронных сетей. Для этого используется глубокое или поверхностное обучение. Входными данными для такого метода являются или исходная видеозапись сигнала (пространственно-временные данные), или предварительно обработанные одномерные данные с выбранной области. Впервые подход глубокого обучения был использован в работе [48], в которой данные предварительно обрабатывали методом выделения главных компонент, после чего они передавались в нейросеть. Позже появились более совершенные нейросети глубокого обучения, в которых входными данными являлись предварительно выделенные сигналы во временной области [77–79], а также нейросети, где в качестве входного сигнала используется исходная видеозапись [80]. В ряде работ моделировалось влияние различных внешних условий и помех с целью оценки степени искажения ФПГ-данных и способов их минимизации [81, 82].

Как ответ на изменение современной эпидемиологической обстановки, связанной с распространением новой коронавирусной инфекции SARS-CoV-2, появляются работы, в которых пульс определяется для людей в маске [83]. При этом актуальными становятся работы, изучающие вопрос о минимально необходимой площади на лице, по которой можно с высокой степенью достоверности определять пульс [84].



### 3.2. Двумерное картирование амплитуды пульсаций

Помимо задачи извлечения сигнала ЧСС по видеозаписи, актуальной задачей также является пространственное картирование амплитуд сигнала пульсовой волны на выбранном участке тела. Для измерения карт перфузии крови коммерчески доступны устройства лазерной спекл-контрастной визуализации [85] и лазерной доплеровской визуализации [86]. К ограничениям таких устройств можно отнести необходимость сложных протоколов измерений, высокая стоимость аппаратного и программного обеспечения. Метод ФПГ-визуализация лишен указанных недостатков, поэтому в перспективе может занять прочное место как способ двумерного картирования параметров периферической гемодинамики.

Первые алгоритмы для построения пространственной карты распределения амплитуды колебаний кровотока включали в себя разбиение исходного изображения на отдельные области. Далее формировалась трехмерная матрица размером  $x \times y \times z$  с последующим выполнением преобразования Фурье Фурье (см. раздел 2.1). Одними из первых, кто использовал двумерную визуализацию колебаний кровотока, были авторы [13]. При выполнении визуализации уменьшается пространственное разрешение данного метода обратно пропорционально размеру квадрата, в рамках которого происходит усреднение данных. Был представлен новый метод получения ФПГ-изображений с высоким пространственным разрешением, равным разрешению используемой камеры [11]. Данный метод основан на синхронном усилении записанных видеокладов (метод когерентной демодуляции). Показано, что метод может применяться для исследования регуляции периферического кровообращения [87]. Для формирования опорного сигнала рекомендуется использовать область площадью  $1 \text{ см}^2$  и более [88]. Продемонстрирована возможность ФПГ-визуализации и определения частоты сердечных сокращений у новорожденных при комнатном освещении [89].

Иным подходом для построения карт перфузии является мультисенсорный метод PulseCam, в котором сигнал с каждого пикселя сравнивается с опорным ФПГ-сигналом с пальцевого датчика. Таким образом, метод также позволяет получать карты перфузии с пространственным разрешением, равным полному разрешению матрицы камеры [90, 91]. Метод когерентной

демодуляции и мультисенсорный метод используют опорный сигнал пульса, который в первом способе получают путем усреднения сигналов с пикселей в выбранной области, а во втором способе – с помощью независимого ФПГ-датчика. В каждом отдельном пикселе регистрируется высокий уровень шумов, поэтому опорный сигнал используется для увеличения отношения сигнал/шум.

В исследовании [92] использовали установку для ФПГ-визуализации с зеленой подсветкой для съемки лица и выявления системной склеродермии. Результаты исследования здоровых и больных испытуемых выявили, что при системной склеродермии проявляется асимметрия амплитуды пульса на лице, что наглядно демонстрируют представленные двумерные изображения карт амплитуд. Также двумерная ФПГ-визуализация демонстрирует увеличение кровотока при локальном нагреве [93].

Продемонстрированы возможности ФПГ-визуализации в изучении церебральной микроциркуляции мозга крыс [94]. Авторы использовали в экспериментах анестезированную крысу, у которой предварительно проводилось вскрытие черепной коробки без повреждения мозговой оболочки. В ответ на болезненную стимуляцию регистрировалось увеличение амплитуды пульса в различных областях открытого мозга крысы. В дальнейших исследованиях продемонстрированы возможности ФПГ-визуализации амплитуды пульсаций и времени запаздывания пульсовой волны для анализа мозгового кровотока во время открытой операции на головном мозге. Установлено, что данная процедура хорошо визуализирует изменения церебрального кровоснабжения, вызванные оперативным вмешательством [95]. Продемонстрировано уменьшение однородности карт амплитуды пульсаций при мигрени [96].

Данные ФПГ-визуализации могут использоваться совместно с электрокардиографией для измерения времени распространения пульсовой волны и ее пространственного распределения, например в области лица [20, 97]. Для трехмерного картирования амплитуд пульса применяют попеременное освещение на нескольких длинах волн, например, 660 и 880 нм, что делает возможным визуализацию распределения сигнала пульсовой волны по глубине [41].



### 3.3. Низкочастотные ритмы колебаний ФПГ-сигнала

Актуальность исследования низкочастотных ритмов колебаний фотоплетизмограммы менее 0.5 Гц обусловлена тем, соответствующие спектральные составляющие могут характеризовать изменение тонуса сосудов, определяемое воздействием различных физиологических механизмов регуляции, таких как эндотелиальный, нейрогенный, миогенный и дыхательный. Так, например, в группе пациентов с сахарным диабетом установлено снижение амплитуды спектральных составляющих ФПГ-сигнала в нейрогенном, миогенном и дыхательном диапазонах [98]. В работе [99] с помощью ФПГ зарегистрировано снижение амплитуды вазомоций с частотой около 0.1 Гц при наличии аллергии. Анализ низкочастотной составляющей ФПГ продемонстрировал информативность при исследовании дыхательных волн [100] и вазомоций [101–103]. Подчеркивается высокая информативность низкочастотной области ФПГ для определения функций симпатических нервов и симпатического отдела вегетативной нервной системы [104]. Показано, что медленные колебания гемодинамики в диапазоне частот от 0.003 до 0.04 Гц имеют высокий уровень корреляции более 0.9 с очень низкочастотной составляющей спектра variability сердечного ритма на большей части интервала наблюдения. Обсуждается возможность применения системы ФПГ-визуализации для обнаружения изменений психоэмоционального и энергодефицитного состояний человека [105, 106]. Конструируются приборы и разрабатываются методы для ФПГ диагностики нарушений низкочастотных ритмов регуляции тонуса периферических сосудов [107, 108].

В недавних исследованиях установлена высокая фазовая когерентность низкочастотной составляющей ФПГ-сигнала и давления с низкочастотной компонентой variability ритма сердца [109, 110]. Отмечается значительная фазовая синхронизация сигнала ФПГ и сигнала лазерной доплеровской флоуметрии (ЛДФ) в низкочастотном диапазоне (0.0095–0.1 Гц) [111]. Регистрируется высокая когерентность фаз ФПГ-сигнала между рукой и ногой, особенно в эндотелиальном диапазоне [112], несмотря на то, что данный диапазон соответствует местному, а не центральному механизму регуляции тонуса сосудов. Задание постоянного ритма дыхания 0.04, 0.1, 0.25 Гц приводило к повышению фазовой синхронизации ФПГ и ЛДФ сигналов [113, 114]. Результаты работы [112] свидетельствуют о том, что низкочастотная часть ФПГ-сигнала подвержена влиянию или взаимосвязана с variability ритма сердца и частотой дыхания. Одновременно с этим, как показано в работах [115, 116], низкочастотная часть ФПГ-сигнала в значительной степени обуславливает колебания температуры кожи конечностей и может быть преобразована в температуру с помощью модели тепловых волн и фильтра нижних частот [117]. В недавнем исследовании [118] установлена значительная корреляция сигналов лазерной спекл-контрастной и ФПГ-визуализации.

Представленные выше результаты получены в основном с использованием контактной фотоплетизмографии. Поэтому ФПГ-визуализация низкочастотных ритмов колебаний объемного кровенаполнения в эндотелиальном, миогенном, нейрогенном и дыхательном диапазонах (рис. 4) представляется актуальной с точки зрения медицинской диагностики и в перспективе может находить подтверждение своих результатов с по-

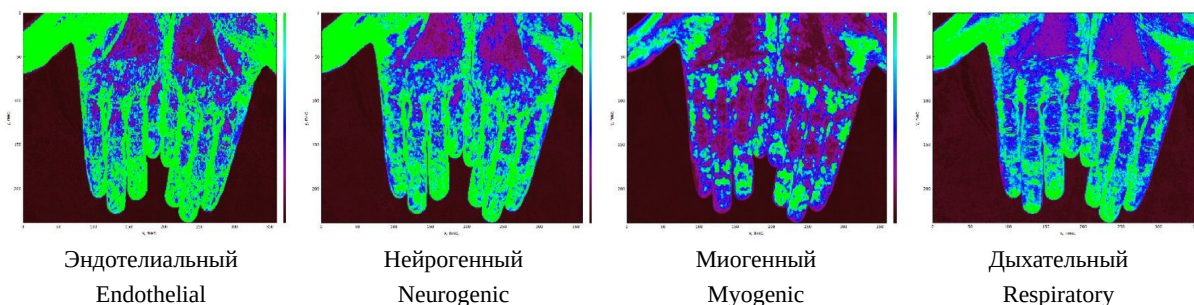


Рис. 4. Фотоплетизмографическая визуализация низкочастотных ритмов колебаний кровотока (длина волны зондирующего излучения 530 нм) [119, 120]

Fig. 4. Photoplethysmographic imaging of low-frequency rhythms of blood flow oscillations (wavelength of illumination 530 nm) [119, 120]



мощью методов лазерной доплеровской флоуметрии, инфракрасной термографии и спекл-контрастной визуализации [99, 118].

На рис. 4 представлены примеры ФПГ-визуализации амплитуды низкочастотных колебаний отраженного сигнала зеленой области в эндотелиальном, нейрогенном, миогенном и дыхательном диапазонах частот от 0.005 до 0.5 Гц. Представленные карты демонстрируют неоднородность пространственного распределения амплитуд колебаний и похожую топографию «островков» на левой и правой руке с максимальными амплитудами в латеральной области фаланг пальцев и зонах тенара.

### 3.4. Другие физиологические показатели

#### 3.4.1. Частота дыхания

Измерение частоты дыхания в большинстве работ по ФПГ-визуализации рассматривается как дополнительная процедура к измерению пульса, например определение ЧСС, частоты и глубины дыхания новорожденных [49, 56, 68].

#### 3.4.2. Вариабельность ритма сердца (BPC)

Метод бесконтактной оценки вариабельности ритма сердца, основанный на ФПГ-визуализации с использованием веб-камеры, впервые был представлен в 2011 г. [49] и подтвержден в 2013 г. [121]. К недостаткам данного метода относят низкую частоту дискретизации видеоизображения веб-камер, что ограничивает точность измерения временных интервалов между систолическими пиками [121, 122]. Вариабельность сердечного ритма также оценивалась с помощью ФПГ-визуализации в процессе мониторинга процедур электростимуляции [123]. Высокой информативностью с точки зрения возможностей определения частоты сердечных сокращений при использовании веб-камеры обладают зоны, располагающиеся вблизи носа и области переносицы [124].

#### 3.4.3. Сосудистые нарушения и аллергия

Продемонстрирована способность ФПГ характеризовать сосудистые поражения кожи, например винные пятна [41, 125]. Другие авторы продемонстрировали применимость ФПГ-визуализации для оценки аллергических кожных реакций на применение антигистаминных препаратов [126] и оценки механических травм [127]. ФПГ-визуализация приповерхностных артерий и вен реализована для кожи различной степени пиг-

ментации при помощи цветной и монохромной камер и осветителя, работающего попеременно на двух длинах волн [128].

#### 3.4.4. Слияние методов ФПГ-визуализации и инфракрасной термографии

Поскольку рассматриваемый метод ФПГ-визуализации дает информацию о гемодинамических процессах на поверхности кожи, то представляет интерес его сопоставление с альтернативными методами визуализации гемодинамики, прежде всего такими, как лазерная доплеровская визуализация, спекл-контрастная визуализация и инфракрасная термография. В настоящее время в данном направлении насчитывается всего несколько работ, например [118]. При этом, на наш взгляд, перспективным выглядит не только сопоставление результатов ФПГ-визуализации и других техник визуализации гемодинамики как независимых методов, но и обнаружение возможностей их слияния, когда целое становится больше суммы его частей и проявляется так называемая эмерджентность (например, слияние методов ФПГ-визуализации и инфракрасной термографии). Учитывая установленные соотношения между колебаниями ФПГ-сигнала и колебаниями температуры кожи [115, 116], можно провести калибровку ФПГ-данных, выразив их не в относительных единицах, как это делается обычно, а в абсолютных единицах, связанных с температурой, измеряемой откалиброванными тепловизионными камерами в градусах. Слияние ФПГ и термографических способов визуализации также может дать возможность определения термофизических свойств кожи по времени запаздывания спектральных составляющих температурного сигнала относительно составляющих ФПГ-сигнала [116] и таким образом обнаружить и осуществлять мониторинг терапии, например трофических нарушений на поверхности кожи.

В настоящее время методы ФПГ-визуализации и термография в большинстве случаев позиционируются в большей степени как независимые способы получения информации о свойствах живого объекта [129, 130]. Предложены различные схемы взаимного расположения тепловизионной камеры и камеры для ФПГ-визуализации (рис. 5) [131].

Заслуживает внимания работа [132], в которой выполнен значительный объем вычислений, связанных со статистической и спектральной

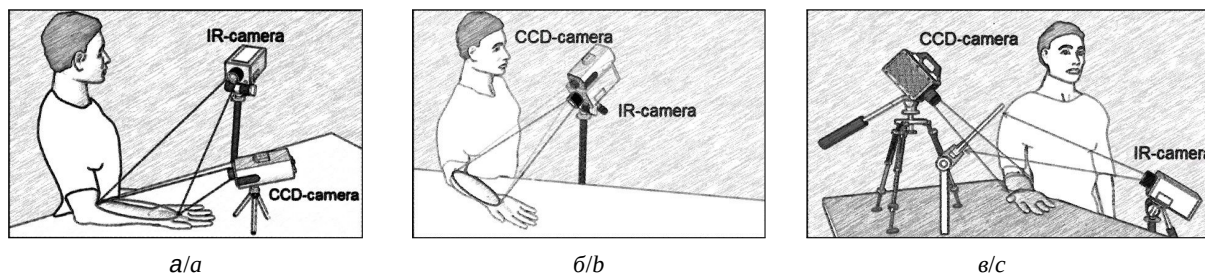


Рис. 5. Варианты совмещения тепловизионной съемки и ФПГ-визуализации: а – совмещение полей зрения тепловизора (IR-camera) ПЗС-камеры (CCD-camera); б – стереоскопическое совмещение; в – использование стеклянной пластины в качестве делителя для ПЗС-камеры и в качестве зеркала для ИК-лучей тепловизора (адаптировано из [131])

Fig. 5. Options for combining infrared thermal imaging and PPG imaging methods: combining fields of view (a); stereoscopic alignment (b); use of a glass plate as a splitter for a CCD-camera and as a mirror for the IR rays of a thermal imager (adapted from [131]) (c)

обработкой динамических термограмм и двухмерных фотоплетизмограмм с целью построения карты информативных признаков объекта исследования. Основная идея данной работы состояла в исследовании пространственно-временных и спектральных характеристик изображений. Динамика сигнала в каждом пикселе изображений формировала временной ряд, который на этапе постобработки подвергался либо вычислению статистических характеристик сигнала в данном пикселе (среднеквадратичное отклонение, математическое ожидание, коэффициенты асимметрии, эксцесса и т. п.), либо спектральной обработке с помощью преобразования Фурье.

В результате осуществлялась компрессия видеоизображения за выбранный временной промежуток в единый кадр, представляющий собой карту пространственного распределения статистических или спектральных признаков, характерных для данного временного окна. Далее выполнялась оценка пространственных характеристик построенных карт, таких как контраст выбранной зоны интереса или пересечение гистограмм (сумма минимального из совпадающих столбцов модельной гистограммы и гистограммы анализируемой области изображения). По результатам анализа пересечения гистограмм строилась «карта сходства» (similarity map). Таким образом, сначала выполнялась обработка данных с каждого пикселя во временной области, строились карты статистических или спектральных признаков, а затем оценивались особенности пространственного распределения таких карт, т. е. реализовывался пространственно-временной подход к обработке кадров ФПГ-изображения и динамических термограмм.

В результате установлено, что определение пространственного контраста карты признаков

обеспечивает возможность идентификации информативных областей с наличием пульсирующей компоненты фотоплетизмограммы и области с шумовой компонентой, характерной для фона или неинформативных областей интереса. Пересечение гистограмм и карта сходства может быть использована для сегментации частей объекта и его отделения от фона. При этом карты, построенные на основе ФПГ-данных, в большей степени пригодны для выделения силуэта живого объекта, а данные динамического инфракрасного изображения – для выделения его контура. Тем не менее, несмотря на значительный объем проведенных вычислений, до настоящего времени преимущества слияния двух технологий ФПГ и термографической визуализации не продемонстрированы, так как результаты обработки соответствующих изображений рассматривались независимо.

#### 4. Бесконтактное определение уровня насыщенности крови кислородом

##### 4.1. Первое упоминание о бесконтактной оксиметрии

В течение последних 15 лет развиваются различные подходы к реализации бесконтактной оксиметрии или определения уровня насыщенности (сатурации) крови кислородом с помощью видеокамеры. В большинстве случаев определяется  $SpO_2$  – пульсовая сатурация крови  $O_2$ . Первые результаты были опубликованы в 2005 г. [13], где описан способ регистрации пульсовых колебаний с помощью монохромной КМОП-камеры и последовательной съёмки на нескольких длинах волн (660, 810 и 940 нм) с целью вычисления уровня  $SpO_2$ . В том же году, используя синхронное включение монохромной КМОП-ка-



меры при каждом переключении светодиодов с длинами волн 880 и 760 нм, получены первые численные результаты уровня оксигенации с области пальца, однако значения уровня оксигенации оказались ниже, чем показания пульсоксиметра [47]. Позже в результате исследования образцов крови с различным содержанием кислорода *in vitro* построена калибровочная кривая для определения  $SpO_2$  с помощью видеокамеры [14]. Численные результаты бесконтактного определения уровня оксигенации показали в среднем занижение значений для артериальной крови на 3% и завышение для венозной на 3–10% по сравнению с показаниями контактного пульсоксиметра. В работе [133] исследовалась применимость длин волн 880 и 760 нм для бесконтактного определения уровня оксигенации, определялось влияние частоты пульса и уровня оксигенации на результаты измерений.

#### 4.2. Физический принцип неинвазивной оксиметрии, определение $SpO_2$

Физической основой метода является наличие отличий в зависимости коэффициента поглощения света оксигенированной ( $HbO_2$ ) и дезоксигенированной ( $Hb$ ) формами гемоглобина эритроцитов, составляющих основной объем форменных элементов крови. В соответствии с законом Бугера-Ламберта-Бера поглощение света веществом в растворе пропорционально его концентрации, поэтому при изменении уровня насыщенности крови кислородом изменяется и амплитуда ФПГ-сигнала на выбранной длине волны. Наличие других хромофоров крови и кожи может приводить к понижению точности определения уровня оксигенации оптическими методами. Спектры поглощения оксигенированной ( $HbO_2$ ) и дезоксигенированной ( $Hb$ ) крови в видимом и ближнем инфракрасном диапазоне длин волн представлены на рис. 6. При выборе пары длин волн для реализации неинвазивной оксиметрии необходимо учитывать, что камера, регистрирующая отраженное и обратно рассеянное излучение, имеет собственную нелинейную спектральную зависимость чувствительности, как правило, значительно убывающую в области более 800 нм. В простейшем случае для реализации оксиметра в спектре поглощения (см. рис. 6) выбирают две длины волн  $\lambda_1$  и  $\lambda_2$  так, чтобы на длине волны  $\lambda_1$  коэффициент поглощения  $Hb$  превосходил коэффициент поглощения  $HbO_2$ , а на длине волны  $\lambda_2$  выполнялось обратное

соотношение. При уменьшении уровня оксигенации  $SpO_2$  концентрация  $HbO_2$  уменьшается, а концентрация  $Hb$  увеличивается, что сопровождается уменьшением коэффициента отражения излучения на длине волны  $\lambda_1$  и его увеличением на длине волны  $\lambda_2$ . Когда  $SpO_2$  увеличивается, ожидаются противоположные изменения коэффициента отражения.

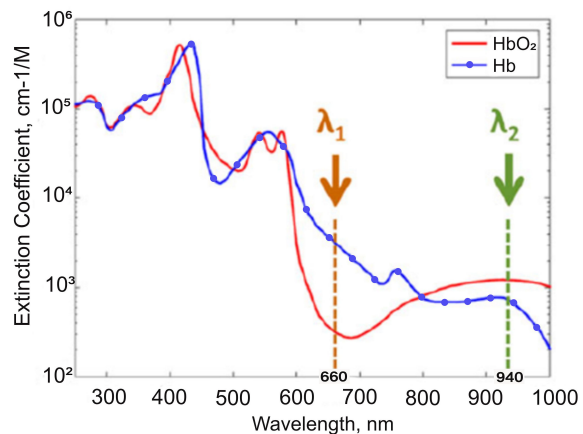


Рис. 6. Спектры поглощения оксигенированной ( $HbO_2$ ) и дезоксигенированной ( $Hb$ ) крови в видимом и ближнем инфракрасном диапазонах.  $\lambda_1 = 660$  нм,  $\lambda_2 = 940$  нм

Fig. 6. Absorption spectra of oxygenated ( $HbO_2$ ) and deoxygenated ( $Hb$ ) blood in the visible and near infrared ranges.  $\lambda_1 = 660$  nm,  $\lambda_2 = 940$  nm

Для определения процентного содержания кислорода в крови с помощью видеокамеры, так же как и для пульсоксиметра, используется, ставший классическим, метод отношения пульсовых сигналов фотоплетизмограмм, записанных одновременно на двух длинах волн:

$$RR = \frac{AC_{\lambda_1}/DC_{\lambda_1}}{AC_{\lambda_2}/DC_{\lambda_2}}, \quad (1)$$

$$SpO_2 = A \cdot RR + B, \quad (2)$$

где  $RR$  – параметр спектральных пульсаций;  $AC_{\lambda_1}$ ,  $DC_{\lambda_1}$ , – переменная и постоянная составляющие ФПГ-сигнала на длине волны  $\lambda_1$ ,  $AC_{\lambda_2}$ ,  $DC_{\lambda_2}$  – аналогичные составляющие на длине волны  $\lambda_2$ ;  $A$  и  $B$  – коэффициенты линейного уравнения (2). При производстве и настройке оксиметра параметр  $RR$  калибруется (коэффициенты  $A$  и  $B$ ) в процентах сатурации оксигемоглобина в артериальной крови ( $SaO_2$ ), определенной с помощью прямых показаний газового анализа проб крови [36]. Таким образом, значение пульсовой сатурации  $SpO_2$  может быть получено путем измерения  $RR$  и подстановки измеренного значения в калибровочное уравнение (2). Более



подробно и обстоятельно метод неинвазивной оксиметрии рассмотрен в статье-лекции Рогаткина [36].

#### 4.3. Бесконтактная визуализация уровня оксигенации

Учитывая изменение эпидемиологической обстановки, связанное с появлением новой коронавирусной инфекции SARS-CoV-2 (COVID-19), характеризующейся снижением уровня оксигенации крови при легочной форме заболевания, бесконтактное определение уровня  $SpO_2$  становится особо актуальным. Соответствующие системы могут использоваться, например, на пропускных пунктах с высоким трафиком движения людей для выявления потенциальных носителей инфекции.

Впервые бесконтактное определение уровня оксигенации в области лица с помощью камеры видимого диапазона и при использовании комнатного освещения было продемонстрировано в работе 2013 г. [134]. Для этого использовались две монохромные ПЗС-камеры, на объективе каждой были закреплены узкие полосовые фильтры для захвата ФПГ-сигналов на длине волны 520 и 660 нм. Для выделения пульсовых колебаний применялась Фурье-фильтрация, для определения уровня сатурации полученные сигналы усреднялись по всей области интереса. Выполнив калибровку камеры по результатам одновременных измерений пульсоксиметром и камерой во время задержки дыхания на одном из испытуемых, удалось получить достаточно точные данные уровня насыщенности крови кислородом с камеры на группе испытуемых.

##### 4.3.1. Варианты аппаратной реализации визуализации уровня оксигенации

Для измерения оксигенации обязательным условием является регистрация пульса как минимум на двух длинах волн оптического диапазона. При использовании монохромных камер авторами применяется дискретное включение камеры при каждом попеременном переключении освещения [14, 47, 125, 133, 135]. Для этого используется аппаратный триггер, переключающий камеру и источники освещения, в качестве которых используются полупроводниковые светодиоды. Недостатком данного метода является невысокая частота записи кадров под каждый канал освещения, которая на данный момент составляет 20 кадров в секунду. Ограничение

скорости записи связано с задержкой переключения триггера включения камеры и, в первую очередь, с запуском массива светодиодов. Однако следует отметить, что попыток по увеличению частоты записи кадров для данного метода записи целенаправленно не проводилось, хотя обсуждается, что частота записи влияет на результат оценки  $SpO_2$  [133]. Кроме этого, важно проводить оценку влияния времени переключения светодиодов на их яркость, которая связана с разогревом светодиодов. Для исключения изменения яркости светодиодов некоторые авторы перед экспериментом включают светодиоды и дают им прогреться при выбранной частоте переключения [125]. Альтернативным вариантом может быть использование механических шторок различного типа, обеспечивающих амплитудную модуляцию светового потока.

Другим подходом является использование нескольких монохромных камер с узкополосными светофильтрами. В данном методе на каждую камеру прикрепляется узкополосный фильтр для выделения в спектре отраженного светового потока необходимой длины волны. Для измерения оксигенации используется не менее двух монохромных камер, идентичных по техническим характеристикам. Для освещения может применяться белый свет [38], комнатное или естественное освещение [134, 136]. Также существует способ обработки данных с трех монохромных камер [25, 26, 137, 138] или четырех камер [139] с целью увеличения точности определения  $SpO_2$ . Применение нескольких камер позволяет одновременно записывать сигнал с частотой кадров, которая ограничена только параметрами самой камеры, что является преимуществом перед одиночной камерой с переключением освещения. При этом усложняется обработка результатов из-за разности пространственного расположения камер и необходимости использования алгоритмов для совмещения двух изображений в одно. Также возрастает стоимость измерительной системы, основанной на использовании нескольких монохромных камер. Исследовано влияние расположения камер на точность определения  $SpO_2$  [138].

Помимо монохромных камер применяются RGB-камеры с комнатным или естественным освещением [140–145]. Возрастающая популярность применения RGB-камер связана с большой их распространенностью и малой стоимостью. Чтобы реализовать данный метод, достаточно





иметь недорогую, по сравнению с монохромными, RGB-камеру или даже веб-камеру. В качестве зондирующего излучения может использоваться внешнее освещение. Для определения уровня оксигенации исходные видеоданные разбиваются на отдельные R, G и B компоненты, из которых определяется вариация амплитуды пульсовых колебаний. Далее, используя отношение амплитуд в основном между R и G компонентами, вычисляется RR (см. формулу (1)), по которому и определяется насыщенность крови кислородом (см. формулу (2)). Ради простоты реализации метода приходится жертвовать сравнительно низкой чувствительностью камеры и ограничением выбора длин волн падающего излучения, так как возможен анализ только широкополосных компонент красного, зеленого или синего освещения.

#### 4.3.2. Выбор длин волн зондирующего излучения

При определении уровня оксигенации выбор длины волны имеет характер компромисса между техническими характеристиками камеры и оптимальным поглощением оксигенированной ( $\text{HbO}_2$ ) и дезоксигенированной (Hb) формами гемоглобина для достижения максимальной амплитуды оптического сигнала кровотока. Большинство монохромных камер имеют продолжительный максимум спектральной чувствительности в области от 500 до 700 нм и минимум вблизи 400 и 950 нм. Такой вид спектральных характеристик монохромных камер накладывает ограничение на использование традиционной пары длин волн 660 и 940 нм из-за низкого соотношения сигнал/шум в области 940 нм [13]. В силу данного ограничения для бесконтактного определения уровня оксигенации указанная пара длин волн практически не используется.

Использование зеленого света дает возможность регистрации пульсовых колебаний наибольшей амплитуды и с достаточно четко выраженной формой, что обеспечивает приемлемый уровень точности определения  $\text{SpO}_2$ , так как именно в области длин волн 530–550 нм гемоглобин крови имеет максимальное поглощение [11]. Так, авторами [136] сообщалось об экспериментально обнаруженной разнице амплитуд пульса для пары синего (460 нм) и зеленого (520 нм) освещения, а авторы [134], используя пару длин волн зеленого (530 нм) и красного (660 нм) излучения, определяли вариацию кислорода в крови в диапазоне 92–98% с отклонением в несколько процентов по сравнению с контактным пальцевым пульсоксиметром. При

использовании цветной камеры в большинстве работ для определения  $\text{SpO}_2$  также использовались зеленые и красные каналы. Теоретические модели, рассматриваемые в [26, 139], позволили построить график изменения относительной амплитуды ФПГ-сигнала как от длины волны падающего излучения, так и от процентного содержания кислорода в крови. Теоретические расчеты подтверждают, что в интервале 530–550 нм (зеленый) амплитуда сигнала пульса имеет максимальное значение по сравнению с остальными длинами волн. При этом изменение процентного содержания кислорода в крови приводит к незначительному изменению амплитуды пульса при зеленом освещении, что несколько не согласуется с интерпретацией результатов в работе [11]. В данном случае для бесконтактной оксиметрии рекомендуется использовать излучение в диапазоне от 600 до 1000 нм. При этом амплитуда пульса, регистрируемая камерой, в несколько раз ниже, но процентное изменение уровня кислорода в крови приводит к более значительному ее изменению по сравнению с зеленой областью. Таким образом, для увеличения точности определения  $\text{SpO}_2$  необходимо использовать такие пары длин волн, на которых изменение содержания кислорода приводит к значительным изменениям амплитуды отраженного сигнала и при этом попадают в область наибольшей спектральной чувствительности камеры.

Также ранее в [135] авторы, используя моделирование на основе закона Бугера–Ламберта–Бера, рассчитали зависимость изменения RR от сатурации для нескольких комбинаций длин волн и продемонстрировали, что пары красный (660 нм) и инфракрасный (ИК) (880 нм), оранжевый (610 нм) и ИК (880 нм) демонстрируют изменение RR в несколько раз в интервале изменения сатурации 70–100%, тогда как пары зеленый (528 нм) и ИК (880 нм), синий (470 нм) и ИК (880 нм) демонстрируют в 10 раз меньшие изменения RR. Авторы [135] для своих исследований выбрали пару оранжевый ( $\lambda = 610$  нм) и ИК ( $\lambda = 880$  нм), так как в оранжевом свете амплитуда пульсаций больше, чем в красном. Для практических целей, например, в клинических условиях, необходимо иметь возможность измерять  $\text{SpO}_2$  в более широком диапазоне (не менее 80–100%). В исследовании [38] экспериментально продемонстрировано, что с использованием пары длин волн излучения 675 и 842 нм в условиях низкой температуры или при низком содержании



кислорода в крови удаётся с высокой точностью определять уровень оксигенации.

## Выводы

1. Преимущества и ограничения метода ФПГ-визуализации по сравнению с методом контактной фотоплетизмографии.

1.1. Преимущества заключаются в следующих возможностях:

- регистрация и цветовая визуализация двухмерного пространственного распределения амплитуд пульсаций крови в поверхностных сосудах, пространственного распределения оксигенации крови  $SpO_2$  и времени распространения пульсовой волны, что актуально, например, при исследовании гемодинамики в сосудах коры головного мозга или гемодинамики в области лица и конечностей;
- бесконтактное определение частоты сердечных сокращений и variability ритма сердца, усреднённых по большой площади поверхности, что актуально, например, при мониторинговании жизненно важных параметров новорожденных и пациентов с аллергическими, трофическими и термическими поражениями кожи, для которых контакт датчика с кожей не желателен.

1.2. Ограничения метода ФПГ-визуализации заключаются:

- в более низком отношении сигнал/шум при регистрации отраженного сигнала камерой по сравнению с регистрацией с помощью фотодиода;
- в возможном влиянии на результаты отраженного излучения фона, детектируемого камерой, но не связанного с гемодинамикой объекта исследования;
- в меньшей универсальности выбора детектора камеры (по сравнению с фотодиодом), который, как правило, имеет неравномерную и меньшую спектральную чувствительность в ближнем инфракрасном диапазоне длин волн по сравнению с видимым.

2. Физические и технические аспекты ФПГ-визуализации.

2.1. Основными причинами модуляции ФПГ-сигнала могут быть: изменение объема циркулирующей артериальной и/или венозной крови; движение стенки кровеносных сосудов, создающей различный уровень компрессии кожи и изменяющий ее рассеивающие свойства; изменение ориентации эритроцитов в потоке крови

в зависимости от скорости ее движения в систолу и диастолу; изменение соотношения между концентрациями оксигенированного и деоксигенированного гемоглобина крови. Механические движения тела в результате сердцебиений и дыхания можно рассматривать либо в качестве информативной составляющей для баллистографии на основе фотоплетизмографии, либо как помеху.

2.2. Для визуализации пульсаций артериального кровотока рекомендуется использовать зеленую область спектра, так как в этом случае более интенсивное поглощение зеленого света кровью (по сравнению с использованием освещения в красной и синей областях спектра) приводит к большей убыли амплитуды сигнала с приходом каждой очередной пульсации объема. Подробное рассмотрение особенностей распространения света различных длин волн в биологической ткани проведено в монографии [146].

2.3. Одним из недостатков метода ФПГ-визуализации является отсутствие привязки амплитуды сигнала к абсолютным единицам измерения. Решением данной проблемы может стать разработка оптимального метода калибровки ФПГ-сигнала, используемого всеми исследователями и позволяющего сопоставлять результаты, полученные в различных научных группах. При этом одним из вариантов калибровки может стать сравнение температурных и ФПГ-данных.

3. Медицинское применение метода ФПГ-визуализации.

Среди областей медицинского применения метода ФПГ-визуализации можно отметить исследования, посвященные диагностике системной склеродермии, изменений церебрального кровотока, мигрени и аллергии на поверхности кожи. Учитывая изменение эпидемиологической обстановки, которое связано с распространением новой коронавирусной инфекции SARS-CoV-2 (COVID-19), характеризуемой снижением уровня оксигенации крови при легочной форме заболевания, бесконтактное определение уровня пульсовой сатурации крови кислородом  $SpO_2$  методами ФПГ-визуализации становится особенно актуальным.

Большинство работ по ФПГ-визуализации направлено на разработку методов анализа частоты, variability сердечного ритма и амплитуды пульсаций крови в частотном диапазоне 0.5–2 Гц. Применение низкочастотного диапазона (0.005–0.5 Гц) в области биомедицинской



диагностики на сегодняшний день остается сравнительно малоизученным, поэтому прогнозируется дальнейший рост числа работ в данном направлении.

4. Пути дальнейшего развития технологии ФПГ-визуализации.

4.1. К основным путям совершенствования метода ФПГ-визуализации можно отнести повышение чувствительности и отношения сигнал/шум для камер видимого и ближнего инфракрасного диапазонов; повышение монохроматичности падающего излучения; снижение зеркально отраженной компоненты и влияния оптических помех, не связанных с объектом исследования; совершенствование алгоритмов отслеживания объекта исследования, компенсирующих артефакты движения; разработка алгоритмов математического анализа, методов вычисления статистических и спектральных параметров ФПГ-изображений во временной, пространственной и пространственно-временной областях с цветовым картированием данных параметров.

4.2. Одним из перспективных направлений является комбинирование метода ФПГ-визуализации с другими методами визуализации гемодинамических явлений, такими как инфракрасная термография, лазерная доплеровская или спекл-контрастная визуализация, или контактными методами (пульсоксиметрия, электрокардиография, реография и т. п.). Причем, совместное, синхронизированное использование методов может привести к появлению новых возможностей, недоступных каждому из методов по отдельности. Например, определение термофизических свойств биоткани по запаздыванию спектральных составляющих температурного сигнала относительно ФПГ-сигнала или метод когерентной демодуляции, описанный в разделе 3.2.

4.3. Развитие методов ФПГ-визуализации и оксиметрии с использованием веб-камер, по всей видимости, приведет к их широкому распространению и реализации на базе камер смартфонов и других мобильных устройств.

## Список литературы

1. *Строканев К. С.* Обзор и классификация современных методов дистанционной фотоплетизмографии лица // Интеллектуальные системы в производстве. 2021. Т. 19, № 2. С. 129–138. <https://www.doi.org/10.22213/2410-9304-2021-2-129-138>
2. *Hertzman A. B.* The blood supply of various skin areas as estimated by the photoelectric plethysmograph // *Am. J. Physiol.* 1938. Vol. 124, № 2. P. 328–340. <https://www.doi.org/10.1152/ajplegacy.1938.124.2.328>
3. *De Trafford J., Lafferty K.* What does photoplethysmography measure? // *Medical & Biological Engineering & Computing.* 1984. Vol. 22, № 5. P. 479–480. <https://www.doi.org/10.1007/BF02447713>
4. *Sun Y.* Photoplethysmography revisited : From contact to noncontact, from point to imaging // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering.* 2015. Vol. 63, № 3. P. 463–477. <https://www.doi.org/10.1109/TBME.2015.2476337>
5. *Aoyagi T., Kishi M., Yamaguchi K., Watanabe S.* Improvement of the earpiece oximeter // *Japanese Society of Medical Electronics and Biological Engineering.* 1974. Vol. 974. P. 90–91.
6. *Tremper K. K., Barker S. J.* Pulse oximetry // *Anesthesiology.* 1989. Vol. 70, № 1. P. 98–108. <https://www.doi.org/10.1097/0000542-198901000-00019>
7. *Blazek V., Rutten W., Such O.* A method for space-resolved, noncontacting and functional visualization of dermal perfusion. German patent, № P196 38 873.2. 1996.
8. *Wu T., Blazek V., Schmitt H. J.* Photoplethysmography imaging : A new noninvasive and non-contact method for mapping of the dermal perfusion changes // *Proc. SPIE.* 2000. № 4163. P. 62–70. <https://www.doi.org/10.1117/12.407646>
9. *Takano C., Ohta Y.* Heart rate measurement based on a time-lapse image // *Med. Eng. Phys.* 2007. Vol. 29, № 8. P. 853–857. <https://www.doi.org/10.1016/j.medengphy.2006.09.006>
10. *Verkruyse W., Svaasand L., Nelson J.* Remote plethysmographic imaging using ambient light // *Optics Express.* 2008. Vol. 16, № 26. P. 21434–21445. <https://www.doi.org/10.1364/oe.16.021434>
11. *Kamshilin A. A., Miridonov S., Teplov V., Saarenheimo R., Nippolainen E.* Photoplethysmographic imaging of high spatial resolution // *Biomedical Optics Express.* 2011. Vol. 2, № 4. P. 996–1006. <https://www.doi.org/10.1364/BOE.2.000996>
12. *Zaproudina N., Teplov V., Nippolainen E., Lipponen J. A., Kamshilin A. A., Närhi M., Giniatullin R.* Asynchronicity of facial blood perfusion in migraine // *PloS ONE.* 2013. Vol. 8, № 12. e80189. <https://www.doi.org/10.1371/journal.pone.0080189>
13. *Wieringa F., Mastik F., van der Steen A.* Contactless multiple wavelength photoplethysmographic imaging : A first step toward «SpO2 camera» technology // *Ann. Biomed. Eng.* 2005. Vol. 33, № 8. P. 1034–1041. <https://www.doi.org/10.1007/s10439-005-5763-2>
14. *Wieringa F., Mastik F.* In Vitro Demonstration of an SpO2-Camera // *Computers in Cardiology.* 2007. № 34. P. 749–751.
15. *Симонян М. А., Посненкова О. М., Киселев А. Р.* Возможности фотоплетизмографии как метода скрининга патологии сердечно-сосудистой системы // *Кардио-ИТ.* 2020. Т. 7, № 1. С. 102. <https://www.doi.org/10.15275/cardioit.2020.0102>
16. *Семчук И. П., Змиевской Г. Н., Муравская Н. П., Самородов А. В.* Бесконтактный фотоплетизмограф для исследования жизненно важных функций организма // *Приборы.* 2018. Т. 217, № 7. С. 1–6.



17. Акишин А. Д., Семчук И. П., Николаев А. П. Разработка устройства для контроля состояния организма на основе фотоплетизмографии с использованием технологий цифровой адаптивной фильтрации // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. 2020. Т. 19, № 4. С. 100–107. <https://www.doi.org/10.36622/VSTU.2020.19.4.012>
18. Аванесов А. А., Копелиович М. В., Калинин К. Б., Щербань И. В. Анализ подходов к оценке частоты сердечных сокращений по видеозаписи // Труды Северо-Кавказского филиала Московского технического университета связи и информатики. 2020. № 1. С. 27–40.
19. Семчук И. П., Змиевской Г. Н., Муравская Н. П., Волков А., Мурашко М. А., Самородов А. В. Экспериментальное исследование методов бесконтактной фотоплетизмографии // Медицинская техника. 2019. № 1. С. 1–4.
20. Kamshilin A. A., Sidorov I. S., Babayan L., Volynsky M. A., Giniatullin R., Mamontov O. V. Accurate measurement of the pulse wave delay with imaging photoplethysmography // Biomedical Optics Express. 2016. Vol. 7, № 12. P. 5138–5147. <https://www.doi.org/10.1364/BOE.7.005138>
21. Kamshilin A. A., Krasnikova T. V., Volynsky M. A., Miridonov S. V., Mamontov O. V. Alterations of blood pulsations parameters in carotid basin due to body position change // Scientific Reports. 2018. Vol. 8, № 1. P. 1–9. <https://www.doi.org/10.1038/s41598-018-32036-7>
22. Chatterjee S., Phillips J. P., Kyriacou P. A. Monte carlo investigation of the effect of blood volume and oxygen saturation on optical path in reflectance pulse oximetry // Biomedical Physics & Engineering Express. 2016. Vol. 2, № 6. e065018. <https://www.doi.org/10.1088/2057-1976/2/6/065018>
23. Budidha K., Kyriacou P. A., Abay T. Y. Optical techniques for blood and tissue oxygenation // Ref. Modul. Biomed. Sci. 2019. Vol. 3. P. 461–472. <https://www.doi.org/10.1016/B978-0-12-801238-3.10886-4>
24. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement // Physiological Measurement. 2007. Vol. 28, № 3. P. R1–39. <https://www.doi.org/10.1088/0967-3334/28/3/R01>
25. Gastel M., Stuijk S., Haan G. Camera-based pulse-oximetry – validated risks and opportunities from theoretical analysis // Biomedical Optics Express. 2018. Vol. 9, № 1. P. 102–119. <https://www.doi.org/10.1364/BOE.9.000102>
26. Gastel M., Stuijk S., Haan G. New principle for measuring arterial blood oxygenation, enabling motion-robust remote monitoring // Scientific Reports. 2016. Vol. 6, № 1. e38609. <https://www.doi.org/10.1038/srep38609>
27. Nitzan M., Adar Y. Comparison of systolic blood pressure values obtained by photoplethysmography and by korotkoff sounds // Sensors. 2013. Vol. 13, № 11. P. 14797–14812. <https://www.doi.org/10.3390/s131114797>
28. Aoyagi T. Pulse oximetry : Its invention, theory, and future // Journal of Anesthesia. 2003. Vol. 17, № 4. P. 259–266. <https://www.doi.org/10.1007/s00540-003-0192-6>
29. Lapitan D. G., Tarasov A. P. Analytical assessment of the modulation depth of photoplethysmographic signal based on the modified Beer-Lambert law // 2019 IEEE 8th International Conference on Advanced Optoelectronics and Lasers (CAOL). 2019. P. 103–106. <https://www.doi.org/10.1109/CAOL46282.2019.9019552>
30. Moço A. V., Stuijk S., de Haan G. Skin inhomogeneity as a source of error in remote PPG-imaging // Biomedical Optics Express. 2016. Vol. 7, № 11. P. 4718–4733. <https://www.doi.org/10.1364/BOE.7.004718>
31. Fine I. The optical origin of the PPG signal // Saratov Fall Meeting 2013 : Optical Technologies in Biophysics and Medicine XV. 2014. № 9031. e903103. <https://www.doi.org/10.1117/12.2051228>
32. 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, № 1. P. 1–9. <https://www.doi.org/10.1038/srep10494>
33. Moço A. V., Stuijk S., de Haan G. Motion robust PPG-imaging through color channel mapping // Biomedical Optics Express. 2016. Vol. 7, № 5. P. 1737–1754. <https://www.doi.org/10.1364/BOE.7.001737>
34. Sidorov I. S., Romashko R. V., Koval V. T., Giniatullin R., Kamshilin A. A. Origin of infrared light modulation in reflectance mode photoplethysmography // PLoS ONE. 2016. Vol. 11, № 10. e0165413. <https://www.doi.org/10.1371/journal.pone.0165413>
35. Farrell T. J., Patterson M. S., Wilson B. A diffusion theory model of spatially resolved, steady-state diffuse reflectance for the noninvasive determination of tissue optical properties *in vivo* // Medical Physics. 1992. Vol. 19, № 4. P. 879–888. <https://www.doi.org/10.1118/1.596777>
36. Розаткин Д. А. Физические основы оптической оксиметрии // Медицинская физика. 2012. Т. 2, № 54. С. 97–113.
37. Marcinkevics Z., Rubins U. Imaging photoplethysmography for clinical assessment of cutaneous microcirculation at two different depths // Journal of Biomedical Optics. 2016. Vol. 21, № 3. e35005. <https://www.doi.org/10.1117/1.JBO.21.3.035005>
38. Verkrusse W., Bartula M. Calibration of contactless pulse oximetry // Anesthesia and Analgesia. 2017. Vol. 124, № 1. P. 136–145. <https://www.doi.org/10.1213/ANE.0000000000001381>
39. Rubins U., Erts R., Nikiforovs V. The blood perfusion mapping in the human skin by photoplethysmography imaging // IFMBE Proceedings. 2010. Vol. 29. P. 304–306. [https://www.doi.org/10.1007/978-3-642-13039-7\\_76](https://www.doi.org/10.1007/978-3-642-13039-7_76)
40. Sun Y., Hu S., Azorin-Peris V. Motion-compensated noncontact imaging photoplethysmography to monitor cardiorespiratory status during exercise // Journal of Biomedical Optics. 2011. Vol. 16, № 7. e077010. <https://www.doi.org/10.1117/1.3602852>



41. Zheng J., Hu S., Azorin-Peris V. Remote simultaneous dual wavelength imaging photoplethysmography : A further step towards 3-D mapping of skin blood microcirculation // Proc. of SPIE. 2008. Vol. 6850. e68500S. <https://www.doi.org/10.1117/12.761705>
42. Trumpp A., Bauer P. L. The value of polarization in camera-based photoplethysmography // Biomedical Optics Express. 2017. Vol. 8, № 6. P. 2822–2834. <https://www.doi.org/10.1364/BOE.8.002822>
43. Bousefsaf F., Maaoui C., Pruski A. Continuous wavelet filtering on webcam photoplethysmographic signals to remotely assess the instantaneous heart rate // Biomedical Signal Processing and Control. 2013. Vol. 8, № 6. P. 568–574. <https://www.doi.org/10.1016/j.bspc.~2013.05.010>
44. Таранов А. А., Спиридонов И. Н. Бесконтактное измерение частоты артериального пульса // Биотехносфера 2014. Т. 3, № 33. С. 43–45.
45. Sun Y., Papin C., Azorin-Peris V., Kalawsky R., Greenwald S., Hu S. Use of ambient light in remote photoplethysmographic systems : Comparison between a high-performance camera and a lowcost webcam // Journal of Biomedical Optics. 2012. Vol. 17, № 3. e037005. <https://www.doi.org/10.1117/1.JBO.17.3.037005>
46. Mironenko Y., Kalinin K., Kopeliovich M., Petrushan M. Remote photoplethysmography : Rarely considered factors // Proceedings of the IEEE / CVF Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshops. 2020. P. 296–297.
47. Humphreys K., Ward T., Markham C. A CMOS Camera-Based Pulse Oximetry Imaging System // 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference. IEEE. № 2005. P. 3494–3497. <https://www.doi.org/10.1109/IEMBS.2005.1617232>
48. Hsu Y., Lin Y.-L., Hsu W. Learning-based heart rate detection from remote photoplethysmography features // 2014 IEEE Int. Conf. Acoust. Speech Signal Process. 2014. P. 4433–4437. <https://www.doi.org/10.1109/ICASSP.~2014.6854440>
49. Poh M.-Z., McDuff D. J., Picard R. W. Advancements in noncontact, multiparameter physiological measurements using a webcam // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2011. Vol. 58, № 1. P. 7–11. <https://www.doi.org/10.1109/TBME.2010.2086456>
50. Fallet S., Moser V. Imaging Photoplethysmography : What are the Best Locations on the Face to Estimate Heart Rate // Computing in Cardiology. 2016. Vol. 43. P. 341–344. <https://www.doi.org/10.22489/CinC.~2016.098-236>
51. Kumar M., Veeraraghavan A. Contact-free camera measurements of vital signs // SPIE. 2015. P. 1–4. <https://www.doi.org/10.1117/2.1201511.006184>
52. Shao D., Liu C., Tsow F., Yang Y., Du Z., Iriya R., Yu H., Tao N. Noncontact monitoring of blood oxygen saturation using camera and dual-wavelength imaging system // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2016. Vol. 63, № 6. P. 1091–1098. <https://www.doi.org/10.1109/TBME.2015.2481896>
53. Feng L., Po L. M., Xu X., Li Y., Ma R. Motion-resistant remote imaging photoplethysmography based on the optical properties of skin // IEEE Transactions on Circuits and Systems for Video Technology. 2015. Vol. 25, № 5. P. 879–891. <https://www.doi.org/10.1109/TCSVT.2014.2364415>
54. Zou J., Chen T., Yang X. Non-Contact Real-Time Heart Rate Measurement Algorithm Based on PPG-Standard Deviation // Computers, Materials & Continua. 2019. Vol. 60, № 3. P. 1029–1040. <https://www.doi.org/10.32604/cmC.~2019.05793>
55. Trumpp A., Schell J. Vasomotor assessment by camera-based photoplethysmography // Current Directions in Biomedical Engineering. 2016. Vol. 2, № 1. P. 199–202. <https://www.doi.org/10.1515/cdbme-2016-0045>
56. Poh M.-Z., McDuff D. J., Picard R. W. Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation // Optics Express. 2010. Vol. 18, № 10. P. 10762–10774. <https://www.doi.org/10.1364/OE.18.010762>
57. Tulyakov S., Alameda-Pineda X., Ricci E., Yin L., Cohn J. F., Sebe N. Self-Adaptive Matrix Completion for Heart Rate Estimation from Face Videos under Realistic Conditions // Proc. of the IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR). 2016. P. 2396–2404.
58. Bousefsaf F., Maaoui C., Pruski A. Automatic selection of webcam photoplethysmographic pixels based on lightness criteria // J. Med. Biol. Eng. 2017. Vol. 37, № 3. P. 374–385. <https://www.doi.org/10.1007/s40846-017-0229-1>
59. Bousefsaf F., Maaoui C., Pruski A. Continuous wavelet filtering on webcam photoplethysmographic signals to remotely assess the instantaneous heart rate // Biomed. Signal Process. Control. 2013. Vol. 8, № 6. P. 568–574. <https://www.doi.org/10.1016/j.bspc.~2013.05.010>
60. Bobbia S., Macwan R., Benzeth Y., Mansouri A., Dubois J. Unsupervised skin tissue segmentation for remote photoplethysmography // Pattern Recognit Lett. 2017. Vol. 124, № 9. P. 1–9. <https://www.doi.org/10.1016/j.patrec.~2017.10.017>
61. Bobbia S., Luguern D., Benzeth Y., Nakamura K., Gomez R., Dubois J. Real-Time Temporal Superpixels for Unsupervised Remote Photoplethysmography // Proceedings of the IEEE / CVF Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshops. 2018. P. 1341–1348. <https://www.doi.org/10.1109/CVPRW.2018.00182>
62. Bobbia S., Benzeth Y., Dubois J. Remote photoplethysmography based on implicit living skin tissue segmentation // Proc. of the 23rd International Conference on Pattern Recognition (ICPR). 2016. P. 361–365.
63. Wang W., Stuijk S., de Haan G. Living-skin classification via remote-ppg // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2017. Vol. 64, № 12. P. 2781–2792. <https://www.doi.org/10.1109/TBME.2017.2676160>
64. Tarassenko L., Villarroel M., Guazzi A., Jorge J., Clifton D., Pugh C. Non-contact video-based vital sign monitoring using ambient light and auto-regressive models // Physiological Measurement. 2014. Vol. 35,



- № 5. P. 807–831. <https://www.doi.org/10.1088/0967-3334/35/5/807>
65. Chwyl B., Chung A. G., Amelard R., Deglint J., Clausi D. A., Wong A. SAPPHERE : Stochastically acquired photoplethysmogram for heart rate inference in realistic environments // Proc. of the IEEE International Conference on Image Processing (ICIP). 2016. № 2016. P. 1230–1234. <https://www.doi.org/10.1109/ICIP.~2016.7532554>
66. Chaichulee S., Villarroel M., Jorge J., Arteta C., Green G., McCormick K., Zisserman A., Tarassenko L. Multi-Task Convolutional Neural Network for Patient Detection and Skin Segmentation in Continuous Non-Contact Vital Sign Monitoring // Proc. of the 12th IEEE International Conference on Automatic Face & Gesture Recognition (FG 2017). 2017. P. 266–272. <https://www.doi.org/10.1109/FG.2017.41>
67. Hu S., Peris V., Echiadis A., Zheng J., Shi P. Development of effective photoplethysmographic measurement techniques : From contact to non-contact and from point to imaging // 2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 2009. P. 6550–6553. <https://www.doi.org/10.1109/IEMBS.2009.5334505>
68. Villarroel M., Guazzi A. Continuous non-contact vital sign monitoring in neonatal intensive care unit // Healthcare Technology Letters. 2014. Vol. 1, № 3. P. 87–91. <https://www.doi.org/10.1049/htl.2014.0077>
69. Wang W., Brinker A. C. D., Stuijk S., Haan G. D. Algorithmic principles of remote PPG // IEEE Trans. Biomed. Eng. 2017. Vol. 64, № 7. P. 1479–1491. <https://www.doi.org/10.1109/TBME.2016.2609282>
70. Li X., Chen J., Zhao G., Pietikainen M. Remote heart rate measurement from face videos under realistic situations // IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR). 2014. P. 4264–4271. <https://www.doi.org/10.1109/CVPR.2014.543>
71. Строканев К. С., Коробейников А. В. Система фотоплетизмографии по видеоизображению лица с использованием эйлерова усиления // Интеллектуальные системы в производстве. 2016. Т. 3, № 30. С. 56–59.
72. Wu H.-Y., Rubinstein M., Shih E., Guttag J. V., Durand F., Freeman W. T. Eulerian video magnification for revealing subtle changes in the world // ACM Trans. Graph. 2012. Vol. 31, № 4. P. 65. <https://www.doi.org/10.1145/2185520.2185561>
73. Lewandowska M., Ruminski J., Kocejko T., Nowak J. Measuring pulse rate with a webcam – a non-contact method for evaluating cardiac activity // 2011 Federated Conference on Computer Science and Information Systems (FedCSIS). 2011. P. 405–410.
74. De Haan G., Jeanne V. Robust pulse rate from chrominance-based rppg // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2013. Vol. 60, № 10. P. 2878–2886. <https://www.doi.org/10.1109/TBME.2013.2266196>
75. De Haan G., Van Leest A. Improved motion robustness of remote-PPG by using the blood volume pulse signature // Physiological Measurement. 2014. Vol. 35, № 9. P. 1913–1926. <https://www.doi.org/10.1088/0967-3334/35/9/1913>
76. Wang W., Stuijk S., De Haan G. A Novel Algorithm for Remote Photoplethysmography : Spatial Subspace Rotation // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2016. Vol. 63, № 9. P. 1974–1984. <https://www.doi.org/10.1109/TBME.2015.2508602>
77. Hsu G., Ambikapathi A., Chen M. Deep learning with time-frequency representation for pulse estimation from facial videos // IEEE International Joint Conference on Biometrics (IJCB). 2017. P. 383–389. <https://www.doi.org/10.1109/BTAS.2017.8272721>
78. Chen W., McDuff D. DeepPhys : Videobased physiological measurement using convolutional attention networks // European Conference on Computer Vision (ECCV). 2018. P. 356–373.
79. Niu X., Shan S., Han H., Chen X. RhythmNet : End-to-end heart rate estimation from face via spatial-temporal representation // IEEE Transactions on Image Processing. 2020. № 29. P. 2409–2423. <https://www.doi.org/10.1109/TIP.2019.2947204>
80. Yu Z., Li X., Zhao G. Remote photoplethysmography signal measurement from facial videos using spatio-temporal networks // Proceedings of the British Machine Vision Conference (BMVC). 2019. P. 1–12.
81. Heusch G., Marcel S. Pulse-based features for face presentation attack detection // IEEE International Conference on Biometrics Theory, Applications and Systems (BTAS). 2018. P. 1–8. <https://www.doi.org/10.1109/BTAS.2018.8698579>
82. Liu S.-Q., Lan X., Yuen P. Remote photoplethysmography correspondence feature for 3d mask face presentation attack detection // European Conference on Computer Vision (ECCV). 2018. P. 577–594. [https://www.doi.org/10.1007/978-3-030-01270-0\\_34](https://www.doi.org/10.1007/978-3-030-01270-0_34)
83. Speth J., Vance N., Flynn P., Bowyer K., Czajka A. Remote Pulse Estimation in the Presence of Face Masks. 2021 // ArXiv preprint arXiv:2101.04096.
84. Mannapperuma K., Holton B. D. Performance limits of ICA-based heart rate identification techniques in imaging photoplethysmography // Physiological Measurement. 2015. Vol. 36, № 1. P. 67–83. <https://www.doi.org/10.1088/0967-3334/36/1/67>
85. Forrester K. R., Tulip J., Leonard C., Stewart C., Bray R. C. A laser speckle imaging technique for measuring tissue perfusion // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2004. Vol. 51, № 11. P. 2074–2084. <https://www.doi.org/10.1109/TBME.2004.834259>
86. Serov A., Steinacher B., Lasser T. Full-field laser Doppler perfusion imaging and monitoring with an intelligent CMOS camera // Optics Express. 2005. Vol. 13, № 10. P. 3681–3689. <https://www.doi.org/10.1364/opeex.13.003681>
87. Kamshilin A. A., Teplov V., Nippolainen E., Miridonov S., Giniatullin R. Variability of microcirculation detected by blood pulsation imaging // PloS ONE. 2013. Vol. 8, № 2. e57117. <https://www.doi.org/10.1371/journal.pone.0057117>
88. Iakovlev D., Dwyer V., Hu S., Silberschmidt V. Noncontact blood perfusion mapping in clinical



- applications // *Biophotonics : Photonic Solutions for Better Health Care* V. 2016. Vol. 9887. P. 55–56. <https://www.doi.org/10.1117/12.2225216>
89. Aarts L. A., Jeanne V., Cleary J. P., Lieber C., Nelson J. S., Oetomo S. B., Verkrusse W. Non-contact heart rate monitoring utilizing camera photoplethysmography in the neonatal intensive care unit – a pilot study // *Early Hum. Dev.* 2013. Vol. 89, № 12. P. 943–948. <https://www.doi.org/10.1016/j.earlhumdev.2013.09.016>
90. Kumar M., Suliburk J. PulseCam : High-resolution blood perfusion imaging using a camera and a pulse oximeter // 2016 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Vol. 2016. P. 3904–3909. <https://www.doi.org/10.1109/EMBC.2016.7591581>
91. Kumar M., Suliburk J. PulseCam : A camera-based, motion-robust and highly sensitive blood perfusion imaging modality // *Scientific Reports*. 2020. Vol. 10, № 1. P. 1–17. <https://www.doi.org/10.1038/s41598-020-61576-0>
92. Mamontov O. V., Krasnikova T. V., Volynsky M. A., Anokhina N. A., Shlyakhto E. V., Kamshilin A. A. Novel instrumental markers of proximal scleroderma provided by imaging photoplethysmography // *Physiological Measurement*. 2020. Vol. 41, № 4. e044004. <https://www.doi.org/10.1088/1361-6579/ab807c>
93. Volynsky M. A., Margaryants N. B., Kamshilin A. A. Monitoring Changes in Capillary Blood Flow due to Thermal Impact Using Imaging Photoplethysmography // *Imaging and Applied Optics*. 2019. Paper. ITh3B.4. <https://www.doi.org/10.1364/ISA.2019.ITh3B.4>
94. Kamshilin A. A., Lyubashina O. A. Assessment of Pain-Induced Changes in Cerebral Microcirculation by Imaging Photoplethysmography // *International Work-Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering*. Cham : Springer, 2019. P. 479–489. [https://www.doi.org/10.1007/978-3-030-17935-9\\_43](https://www.doi.org/10.1007/978-3-030-17935-9_43)
95. Mamontov O. V., Shcherbinin A. V. Intraoperative Imaging of Cortical Blood Flow by Camera-Based Photoplethysmography at Green Light // *Applied Sciences*. 2020. Vol. 10, № 18. e6192. <https://www.doi.org/10.3390/app10186192>
96. Kamshilin A. A., Volynsky M. A. Novel capsaicin-induced parameters of microcirculation in migraine patients revealed by imaging photoplethysmography // *The Journal of Headache and Pain*. 2018. Vol. 19, № 1. P. 43. <https://www.doi.org/10.1186/s10194-018-0872-0>
97. Volynsky M. A., Mamontov O. V. Pulse wave transit time measured by imaging photoplethysmography in upper extremities // *Journal of Physics : Conference Series*. 2016. Vol. 737. e012053. <https://www.doi.org/10.1088/1742-6596/737/1/012053>
98. Nirala N., Periyasamy R., Kumar A. Study of skin flow motion pattern using photoplethysmogram // *International Journal of Advanced Intelligence Paradigms*. 2020. Vol. 16, № 3–4. P. 241–264. <https://www.doi.org/10.1504/IJAIP.2020.10018682>
99. Blanic N., Blazek C., Pereira C., Blazek V., Leonhardt S. Frequency-selective quantification of skin perfusion behavior during allergic testing using photoplethysmography imaging // *Medical Imaging 2014 : Image Processing*. 2014. Vol. 9034. e903429. <https://www.doi.org/10.1117/12.2043567>
100. Allen J., Chen F. Low-frequency variability in photoplethysmography and autonomic function assessment // *Photoplethysmography*. Academic Press, 2022. P. 277–318. <https://www.doi.org/10.1016/B978-0-12-823374-0.00008-6>
101. Nishidate I., Hoshi A., Aoki Y., Nakano K., Niizeki K., Aizu Y. Noncontact imaging of plethysmographic pulsation and spontaneous low-frequency oscillation in skin perfusion with a digital red-green-blue camera // *Dynamics and Fluctuations in Biomedical Photonics XIII*. 2016. Vol. 9707. e97070L. <https://www.doi.org/10.1117/12.2212558>
102. Nishidate I., Tanabe C., McDuff D. J., Nakano K., Niizeki K., Aizu Y., Haneishi H. RGB camera-based noncontact imaging of plethysmogram and spontaneous low-frequency oscillation in skin perfusion before and during psychological stress // *Proc. SPIE. Optical Diagnostics and Sensing XIX : Toward Point-of-Care Diagnostics*. 2019. Vol. 10885. P. 9–16. <https://www.doi.org/10.1117/12.2509752>
103. McDuff D., Nishidate I., Nakano K., Haneishi H., Aoki Y., Tanabe C., Aizu Y. Non-contact imaging of peripheral hemodynamics during cognitive and psychological stressors // *Scientific Reports*. 2020. Vol. 10, № 1. P. 1–13. <https://www.doi.org/10.1038/s41598-020-67647-6>
104. Khanoka B., Slovik Y., Landau D., Nitzan M. Sympathetically induced spontaneous fluctuations of the photoplethysmographic signal // *Medical and Biological Engineering and Computing*. 2004. Vol. 42, № 1. P. 80–85. <https://www.doi.org/10.1007/BF02351014>
105. Кубланов В. С., Пуртов К. С. Дистанционная фотоплетизмография в задаче исследования вариабельности сердечного ритма // *Биомедицинская радиоэлектроника*. 2015. № 8. С. 3–9.
106. Kublanov V. S., Purto V. S. Researching the possibilities of remote photoplethysmography application to analysis of time-frequency changes of human heart rate variability // 2015 International Conference on Biomedical Engineering and Computational Technologies (SIBIRCON). 2015. P. 87–92. <https://www.doi.org/10.1109/SIBIRCON.2015.7361857>
107. Кульминский Д. Д., Курбако А. В., Сказкина В. В., Прохоров М. Д., Пономаренко В. И., Киселев А. Р., Безручко Б. П., Караваев А. С. Разработка цифрового датчика пальцевой фотоплетизмограммы // *Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия : Физика*. 2021. Т. 21, вып. 1. С. 58–68. <https://www.doi.org/10.18500/1817-3020-2021-21-1-58-68>
108. Симонян М. А., Сказкина В. В., Посненкова О. М., Иибулатов Ю. М., Шварц В. А., Боровкова Е. И., Киселев А. Р. Анализ спектральных показателей сигнала фотоплетизмограммы и их динамики в зависимости от возраста пациента для задач скрининга сердечно-сосудистых заболеваний // *Профилактическая медицина*. 2021. Т. 24, № 8. С. 73–79. <https://www.doi.org/10.17116/profmed20212408173>
109. Karavaev A. S., Borovik A. S., Borovkova E. I., Orlova E. A., Simonyan M. A., Ponomarenko V. I., Kiselev A. R. Low-frequency component of



- photoplethysmogram reflects the autonomic control of blood pressure // *Biophysical Journal*. 2021. Vol. 120, № 13. P. 2657–2664. <https://www.doi.org/10.1016/j.bpj.2021.05.020>
110. Kiselev A. R., Borovkova E. I., Shvartz V. A., Skazkina V. V., Karavaev A. S., Prokhorov M. D., Bockeria O. L. Low-frequency variability in photoplethysmographic waveform and heart rate during on-pump cardiac surgery with or without cardioplegia // *Scientific Reports*. 2020. Vol. 10, № 1. P. 1–9. <https://www.doi.org/10.1038/s41598-020-58196-z>
111. Tankanag A. V., Grinevich A. A., Tikhonova I. V., Chemeris N. K. An analysis of phase relationships between oscillatory processes in the human cardiovascular system // *Biophysics*. 2020. Vol. 65, № 1. P. 159–164. <https://www.doi.org/10.1134/s0006350920010194>
112. Tikhonova I. V., Grinevich A. A., Tankanag A. V. Analysis of phase interactions between heart rate variability, respiration and peripheral microhemodynamics oscillations of upper and lower extremities in human // *Biomedical Signal Processing and Control*. 2022. Vol. 71. e103091. <https://www.doi.org/10.1016/j.bspc.2021.103091>
113. Tankanag A., Krasnikov G., Mizeva I. A pilot study : Wavelet cross-correlation of cardiovascular oscillations under controlled respiration in humans // *Microvascular Research*. 2020. Vol. 130. e103993. <https://www.doi.org/10.1016/j.mvr.2020.103993>
114. Tankanag A. V., Krasnikov G. V., Chemeris N. K. Phase Coherence of Finger Skin Blood Flow Oscillations Induced by Controlled Breathing in Humans // *Physics of Biological Oscillators : New Insights into Non-Equilibrium and Non-Autonomous Systems*. Cham : Springer, 2021. P. 281. [https://www.doi.org/10.1007/978-3-030-59805-1\\_18](https://www.doi.org/10.1007/978-3-030-59805-1_18)
115. Sagaidachnyi A. A., Skripal An. V., Fomin A. V., Usanov D. A. Determination of the amplitude and phase relationships between oscillations in skin temperature and photoplethysmography-measured blood flow in fingertips // *Physiological Measurement*. Vol. 35, № 2. P. 153–166. <https://www.doi.org/10.1088/0967-3334/35/2/153>
116. Sagaidachnyi A. A., Fomin A. V., Usanov D. A., Skripal An. V. Thermography-based blood flow imaging in human skin of the hands and feet : A spectral filtering approach // *Physiological Measurement*. 2017. Vol. 38, № 2. P. 272–288. <https://www.doi.org/10.1088/1361-6579/aa4eaf>
117. Sagaidachnyi A., Fomin A., Usanov D., Skripal An. Real-time technique for conversion of skin temperature into skin blood flow : Human skin as a low-pass filter for thermal waves // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2019. Vol. 22, № 12. P. 1009–1019. <https://www.doi.org/10.1080/10255842.2019.1615058>
118. Allan D., Chockalingam N., Naemi R. Validation of a non-invasive imaging photoplethysmography device to assess plantar skin perfusion, a comparison with laser speckle contrast analysis // *Journal of Medical Engineering & Technology*. 2021. Vol. 45, № 3. P. 170–176. <https://www.doi.org/10.1080/03091902.2021.1891309>
119. Волков И. Ю., Фомин А. В., Майсков Д. И., Залетов И. С., Скрипаль Ан. В., Сагайдачный А. А. Возможности фотоплетизмографической визуализации периферической гемодинамики в низкочастотном диапазоне // *Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине – 2021 : сборник статей Всероссийской школы-семинара / под ред. проф. Ан. В. Скрипала. Саратов : Изд-во Саратовский источник, 2021. С. 107–110.*
120. Волков И. Ю., Фомин А. В., Майсков Д. И., Скрипаль Ан. В., Сагайдачный А. А. Фотоплетизмографическая визуализация гемодинамики и оксиметрии с применением оптического просветления кожи человека // *Оптические методы исследования потоков : труды XVI Международной научно-технической конференции / под ред. Ю. Н. Дубнищева, Н. М. Скорняковой. М. : Издательство «Перо», 2021. С. 107–113.*
121. Sun Y., Hu S., Azorin-Peris V., Kalawsky R., Greenwald S. Noncontact imaging photoplethysmography to effectively access pulse rate variability // *Journal of Biomedical Optics*. 2013. Vol. 18, № 6. e061205. <https://www.doi.org/10.1117/1.JBO.18.6.061205>
122. Таранов А. А., Спиридонов И. Н. Регистрация фотоплетизмограммы и измерение частоты артериального пульса при помощи вебкамеры // *Биомедицинская радиоэлектроника*. 2014. № 10. С. 71–80.
123. Kublanov V., Purtov K., Belkov D. Remote Photoplethysmography for the Neuro-electrostimulation Procedures Monitoring // *Science and Technology Publications*. 2017. Vol. 4. P. 307–314. <https://www.doi.org/10.5220/0006176003070314>
124. Kopeliovich M. V., Petrushan M. V. Optimal Facial Areas for Webcam-Based Photoplethysmography // *Pattern Recognition and Image Analysis (Advances in Mathematical Theory and Applications)*. 2016. Vol. 26, № 1. P. 150–154. <https://www.doi.org/10.1134/S1054661816010120>
125. Imms R., Hu S., Azorin-Peris V., Trico M., Summers R. A high performance biometric signal and image processing method to reveal blood perfusion towards 3D oxygen saturation mapping // *The International Society for Optical Engineering*. 2014. Vol. 8947. <https://www.doi.org/10.1117/12.2044318>
126. Blazek C. R., Merk H. F., Schmid-Schoenbein H., Huelsbusch M., Blazek V. Assessment of allergic skin reactions and their inhibition by antihistamines using photoplethysmography imaging (ppgi) // *J. Allergy Clin. Immunol.* 2006. Vol. 117, № 2. P. S226. <https://www.doi.org/10.1016/j.jaci.2005.12.894>
127. Hulsbusch M., Blazek V. Contactless mapping of rhythmical phenomena in tissue perfusion using ppgi // *Proc. SPIE*. 2002. Vol. 4683. P. 110–117. <https://www.doi.org/10.1117/12.463573>
128. Wieringa F. P., Mastik F. Remote Non-invasive Stereoscopic Imaging of Blood Vessels : First In-vivo Results of a New Multispectral Contrast Enhancement Technology // *Annals of Biomedical Engineering*. 2006.





- Vol. 34, № 12. P. 1870–1878. <https://www.doi.org/10.1007/s10439-006-9198-1>
129. Kobayashi L., Chuck C. C., Kim C. K., Luchette K. R., Oster B. S. A., Merck D. L., Kirenko I., Zon K. V., Bartula M., Rocque M., Wang H., Capraro G. A. Pilot Study of Emergency Department Patient Vital Signs Acquisition Using Experimental Video Photoplethysmography and Passive Infrared Thermography Devices // 2019 IEEE 10th Annual Ubiquitous Computing, Electronics & Mobile Communication Conference (UEMCON). IEEE. 2019. P. 0023–0032. <https://www.doi.org/10.1109/UEMCON47517.2019.8993087>
130. Cho Y., Julier S. J., Bianchi-Berthouze N. Instant stress : Detection of perceived mental stress through smartphone photoplethysmography and thermal imaging // JMIR Mental Health. 2019. Vol. 6, № 4. e10140. <https://www.doi.org/10.2196/10140>
131. Blanic N., Abbas A. K., Venema B., Blazek V., Leonhardt S. Hybrid optical imaging technology for long-term remote monitoring of skin perfusion and temperature behavior // Journal of Biomedical Optics. 2014. Vol. 19, № 1. e016012. <https://www.doi.org/10.1117/1.JBO.19.1.016012>
132. Paul M., Behr S. C., Weiss C., Heimann K., Orlikowsky T., Leonhardt S. Spatio-temporal and-spectral feature maps in photoplethysmography imaging and infrared thermograph // BioMedical Engineering OnLine. 2021. Vol. 20, № 1. P. 1–54. <https://www.doi.org/10.1186/s12938-020-00841-9>
133. Humphreys K., Ward T., Markham C. Noncontact simultaneous dual wavelength photoplethysmography : A further step toward noncontact pulse oximetry // Review of Scientific Instruments. 2007. Vol. 78, № 4. e044304. <https://www.doi.org/10.1063/1.2724789>
134. Kong L., Zhao Y. Non-contact detection of oxygen saturation based on visible light imaging device using ambient light // Optics Express. 2013. Vol. 21, № 15. P. 17464–17471. <https://www.doi.org/10.1364/OE.21.017464>
135. Shao D., Liu C. Noncontact Monitoring of Blood Oxygen Saturation Using Camera and Dual Wavelength Imaging System // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2016. Vol. 63, № 6. P. 1091–1098. <https://www.doi.org/10.1109/TBME.2015.2481896>
136. Foroughian F., Bauder C. J. The Wavelength Selection for Calibrating Non Contact Detection of Blood Oxygen Saturation using Imaging Photoplethysmography // 2018 United States National Committee of URSI National Radio Science Meeting (USNC-URSI NRSRM). 2018. P. 1–2.
137. Moco A., Verkruysse W. Pulse oximetry based on photoplethysmography imaging with red and green light // Journal of Clinical Monitoring and Computing. 2021. Vol. 35, № 1. P. 123–133. <https://www.doi.org/10.1007/s10877-019-00449-y>
138. Gastel M., Wang W., Verkruysse W. Reducing the effects of parallax in camera-based pulse-oximetry // Biomedical Optics Express. 2021. Vol. 12, № 5. P. 2813–2824. <https://www.doi.org/10.1364/BOE.419199>
139. Gastel M., Verkruysse W., Haan G. Data-driven calibration estimation for robust remote pulse-oximetry // Appl. Sci. 2019. Vol. 9, № 18. e3857. <https://www.doi.org/10.3390/app9183857>
140. Bal U. Non-contact estimation of heart rate and oxygen saturation using ambient light // Biomedical Optics Express. 2015. Vol. 6, № 1. P. 86–97. <https://www.doi.org/10.1364/BOE.6.000086>
141. Freitas U. S. Remote Camera-based Pulse Oximetry // The Sixth International Conference on eHealth, Telemedicine, and Social Medicine. International Academy, Research and Industry Association (IARIA), 2014. P. 59–63.
142. Guazzi A. R., Villarroel M. Non-contact measurement of oxygen saturation with an RGB camera // Biomedical Optics Express. 2015. Vol. 6, № 9. P. 3320–3338. <https://www.doi.org/10.1364/BOE.6.003320>
143. Addison P. S. Modular continuous wavelet processing of biosignals : Extracting heart rate and oxygen saturation from a video signal // Healthcare Technology Letters. 2016. Vol. 3, № 2. P. 1–6. <https://www.doi.org/10.1049/htl.2015.0052>
144. Mathew J., Tian X., Wu M. Remote Blood Oxygen Estimation From Videos Using Neural Networks. 2021. arXiv:2107.05087.
145. Ali A.-N., Khalid G. A. Non-Contact SpO2 Prediction System Based on a Digital Camera // Appl. Sci. 2021. Vol. 11, № 9. e4255. <https://www.doi.org/10.3390/app11094255>
146. Тучин В. В. Оптика биологических тканей : Методы рассеяния света в медицинской диагностике. М. : ООО Издательская фирма «Физико-математическая литература», 2013. 812 с.

## References

1. Strokanev K. S. Review and Classification of Current Methods for Remote Photoplethysmography of the Face. *Интеллектуальные системы в производстве* [Intelligent Systems in Manufacturing], 2021, vol. 19, no. 2, pp. 129–138 (in Russian). <https://www.doi.org/10.22213/2410-9304-2021-2-129-138>
2. Hertzman A. B. The blood supply of various skin areas as estimated by the photoelectric plethysmograph. *Am. J. Physiol.*, 1938, vol. 124, no. 2, pp. 328–340. <https://www.doi.org/10.1152/ajplegacy.1938.124.2.328>
3. De Trafford J., Lafferty K. What does photoplethysmography measure? *Medical & Biological Engineering & Computing*, 1984, vol. 22, no. 5, pp. 479–480. <https://www.doi.org/10.1007/BF02447713>
4. Sun Y. Photoplethysmography revisited : From contact to noncontact, from point to imaging. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2015, vol. 63, no. 3, pp. 463–477. <https://www.doi.org/10.1109/TBME.2015.2476337>
5. Aoyagi T., Kishi M., Yamaguchi K., Watanabe S. Improvement of the earpiece oximeter. *Japanese Society of Medical Electronics and Biological Engineering*, 1974, vol. 974, pp. 90–91.
6. Tremper K. K., Barker S. J. Pulse oximetry. *Anesthesiology*, 1989, vol. 70, no. 1, pp. 98–108. <https://www.doi.org/10.1097/00000542-198901000-00019>



7. Blazek V., Rutten W., Such O. *A method for space-resolved, noncontacting and functional visualization of dermal perfusion*. German patent, no. P196 38 873.2, 1996.
8. Wu T., Blazek V., Schmitt H. J. Photoplethysmography imaging : A new noninvasive and non-contact method for mapping of the dermal perfusion changes. *Proc. SPIE*, 2000, no. 4163, pp. 62–70. <https://www.doi.org/10.1117/12.407646>
9. Takano C., Ohta Y. Heart rate measurement based on a time-lapse image. *Med. Eng. Phys.*, 2007, vol. 29, no. 8, pp. 853–857. <https://www.doi.org/10.1016/j.medengphy.2006.09.006>
10. Verkruysse W., Svaasand L., Nelson J. Remote plethysmographic imaging using ambient light. *Optics Express*, 2008, vol. 16, no. 26, pp. 21434–21445. <https://www.doi.org/10.1364/oe.16.021434>
11. 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. <https://www.doi.org/10.1364/BOE.2.000996>
12. Zaproudina N., Teplov V., Nippolainen E., Lippinen J. A., Kamshilin A. A., Närhi M., Giniatullin R. Asynchronicity of facial blood perfusion in migraine. *PLoS ONE*, 2013, vol. 8, no. 12, e80189. <https://www.doi.org/10.1371/journal.pone.0080189>
13. Wieringa F., Mastik F., van der Steen A. Contactless multiple wavelength photoplethysmographic imaging : A first step toward «SpO2 camera» technology. *Ann. Biomed. Eng.*, 2005, vol. 33, no. 8, pp. 1034–1041. <https://www.doi.org/10.1007/s10439-005-5763-2>
14. Wieringa F., Mastik F. *In Vitro* Demonstration of an SpO2-Camera. *Computers in Cardiology*, 2007, no. 34, pp. 749–751.
15. Simonyan M. A., Posnenkova O. M., Kiselev A. R. Capabilities of photoplethysmography as a method for screening of cardiovascular system pathology. *CardioIT*, 2020, vol. 7, no. 1, pp. 102 (in Russian). <https://www.doi.org/10.15275/cardioit.2020.0102>
16. Semchuk I. P., Zmievskoj G. N., Muravskaja N. P., Samorodov A. V. Non-contact photoplethysmograph for the study of vital body functions. *Pribory* [Instruments], 2018, vol. 217, no. 7, pp. 1–6 (in Russian).
17. Akishin A. D., Semchuk I. P., Nikolaev A. P. Development of a device for control of the state of the organism based on photoplethysmography using technologies of digital adaptive filtration. *System Analysis and Management in Biomedical Systems*, 2020, vol. 19, no. 4, pp. 100–107 (in Russian). <https://www.doi.org/10.36622/VSTU.2020.19.4.0124>
18. Avanesov A. A., Kopeliovich M. V., Kalinin K. B., Shcherban I. V. Approaches to evaluating the frequency of heart reductions by video recording analysis. *Trudy Severo-Kavkazskogo filiala Moskovskogo tekhnicheskogo universiteta svyazi i informatiki* [Proceedings of the North Caucasian branch of the Moscow Technical University of Communications and Informatics], 2020, no. 1, pp. 27–40 (in Russian).
19. Semchuk I. P., Zmievskoj G. N., Muravskaya N. P., Volkov A. K., Murashko M. A., Samorodov A. V. An experimental study of contactless photoplethysmography techniques. *Meditinskaya tekhnika* [Biomedical Engineering], 2019, no. 1, pp. 1–4 (in Russian).
20. Kamshilin A. A., Sidorov I. S., Babayan L., Volynsky M. A., Giniatullin R., Mamontov O. V. Accurate measurement of the pulse wave delay with imaging photoplethysmography. *Biomedical Optics Express*, 2016, vol. 7, no. 12, pp. 5138–5147. <https://www.doi.org/10.1364/BOE.7.005138>
21. Kamshilin A. A., Krasnikova T. V., Volynsky M. A., Miridonov S. V., Mamontov O. V. Alterations of blood pulsations parameters in carotid basin due to body position change. *Scientific Reports*, 2018, vol. 8, no. 1, pp. 1–9. <https://www.doi.org/10.1038/s41598-018-32036-7>
22. Chatterjee S., Phillips J. P., Kyriacou P. A. Monte carlo investigation of the effect of blood volume and oxygen saturation on optical path in reflectance pulse oximetry. *Biomedical Physics & Engineering Express*, 2016, vol. 2, no. 6, e065018. <https://www.doi.org/10.1088/2057-1976/2/6/065018>
23. Budidha K., Kyriacou P. A., Abay T. Y. Optical techniques for blood and tissue oxygenation. *Ref. Modul. Biomed. Sci.*, 2019, vol. 3, pp. 461–472. <https://www.doi.org/10.1016/B978-0-12-801238-3.10886-4>
24. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological Measurement*, 2007, vol. 28, no. 3, pp. R1–39. <https://www.doi.org/10.1088/0967-3334/28/3/R01>
25. Gastel M., Stuijk S., Haan G. Camera-based pulse-oximetry – validated risks and opportunities from theoretical analysis. *Biomedical Optics Express*, 2018, vol. 9, no. 1, pp. 102–119. <https://www.doi.org/10.1364/BOE.9.000102>
26. Gastel M., Stuijk S., Haan G. New principle for measuring arterial blood oxygenation, enabling motion-robust remote monitoring. *Scientific Reports*, 2016, vol. 6, no. 1, e38609. <https://www.doi.org/10.1038/srep38609>
27. Nitzan M., Adar Y. Comparison of systolic blood pressure values obtained by photoplethysmography and by korotkoff sounds. *Sensors*, 2013, vol. 13, no. 11, pp. 14797–14812. <https://www.doi.org/10.3390/s131114797>
28. Aoyagi T. Pulse oximetry : Its invention, theory, and future. *Journal of Anesthesia*, 2003, vol. 17, no. 4, pp. 259–266. <https://www.doi.org/10.1007/s00540-003-0192-6>
29. Lapitan D. G., Tarasov A. P. Analytical assessment of the modulation depth of photoplethysmographic signal based on the modified Beer-Lambert law. *2019 IEEE 8th International Conference on Advanced Optoelectronics and Lasers (CAOL)*, 2019, pp. 103–106. <https://www.doi.org/10.1109/CAOL46282.2019.9019552>
30. Moço A. V., Stuijk S., de Haan G. Skin inhomogeneity as a source of error in remote PPG-imaging. *Biomedical Optics Express*, 2016, vol. 7, no. 11, pp. 4718–4733. <https://www.doi.org/10.1364/BOE.7.004718>



31. Fine I. The optical origin of the PPG signal. *Saratov Fall Meeting 2013 : Optical Technologies in Biophysics and Medicine XV*, 2014, no. 9031, e903103. <https://www.doi.org/10.1117/12.2051228>
32. 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, no. 1, pp. 10494. <https://www.doi.org/10.1038/srep10494>
33. Moço A. V., Stuijk S., de Haan, G. Motion robust PPG-imaging through color channel mapping. *Biomedical Optics Express*, 2016, vol. 7, no. 5, pp. 1737–1754. <https://www.doi.org/10.1364/BOE.7.001737>
34. Sidorov I. S., Romashko R. V., Koval V. T., Giniatullin R., Kamshilin A. A. Origin of infrared light modulation in reflectance mode photoplethysmography. *PLoS ONE*, 2016, vol. 11, no. 10, e0165413. <https://www.doi.org/10.1371/journal.pone.0165413>
35. Farrell T. J., Patterson M. S., Wilson B. A diffusion theory model of spatially resolved, steady-state diffuse reflectance for the noninvasive determination of tissue optical properties *in vivo*. *Medical Physics*, 1992, vol. 19, no. 4, pp. 879–888. <https://www.doi.org/10.1118/1.596777>
36. Rogatkin D. A. Physical foundations of optical oximetry. *Meditsinskaya fizika* [Medical Physics], 2012, vol. 2, no. 54, pp. 97–113 (in Russian).
37. Marcinkevics Z., Rubins U. Imaging photoplethysmography for clinical assessment of cutaneous microcirculation at two different depths. *Journal of Biomedical Optics*, 2016, vol. 21, no. 3, e35005. <https://www.doi.org/10.1117/1.JBO.21.3.035005>
38. Verkruysse W., Bartula M. Calibration of contactless pulse oximetry. *Anesthesia and Analgesia*, 2017, vol. 124, no. 1, pp. 136–145. <https://www.doi.org/10.1213/ANE.0000000000001381>
39. Rubins U., Erts R., Nikiforovs V. The blood perfusion mapping in the human skin by photoplethysmography imaging. *IFMBE Proceedings*, 2010, vol. 29, pp. 304–306. [https://www.doi.org/10.1007/978-3-642-13039-7\\_76](https://www.doi.org/10.1007/978-3-642-13039-7_76)
40. Sun Y., Hu S., Azorin-Peris V. Motion-compensated noncontact imaging photoplethysmography to monitor cardiorespiratory status during exercise. *Journal of Biomedical Optics*, 2011, vol. 16, no. 7, e077010. <https://www.doi.org/10.1117/1.3602852>
41. Zheng J., Hu S., Azorin-Peris V. Remote simultaneous dual wavelength imaging photoplethysmography : A further step towards 3-D mapping of skin blood microcirculation. *Proc. of SPIE*, 2008, vol. 6850, e68500S. <https://www.doi.org/10.1117/12.761705>
42. Trumpp A., Bauer P. L. The value of polarization in camera-based photoplethysmography. *Biomedical Optics Express*, 2017, vol. 8, no. 6, pp. 2822–2834. <https://www.doi.org/10.1364/BOE.8.002822>
43. Bousefsaf F., Maaoui C., Pruski A. Continuous wavelet filtering on webcam photoplethysmographic signals to remotely assess the instantaneous heart rate. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2013, vol. 8, no. 6, pp. 568–574. <https://www.doi.org/10.1016/j.bspc.~2013.05.010>
44. Taranov A. A., Spiridonov I. N. Non-contact measurement of arterial pulse rate. *Biotekhnosfera* [Biotechnosfera], 2014, vol. 3, no. 33, pp. 43–45 (in Russian).
45. Sun Y., Papin C., Azorin-Peris V., Kalawsky R., Greenwald S., Hu S. Use of ambient light in remote photoplethysmographic systems : Comparison between a high-performance camera and a lowcost webcam. *Journal of Biomedical Optics*, 2012, vol. 17, no. 3, e037005. <https://www.doi.org/10.1117/1.JBO.17.3.037005>
46. Mironenko Y., Kalinin K., Kopeliovich M., Petrushan M. Remote photoplethysmography : Rarely considered factors. *Proceedings of the IEEE / CVF Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshops*, 2020, pp. 296–297.
47. Humphreys K., Ward T., Markham C. A CMOS Camera-Based Pulse Oximetry Imaging System. *2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference. IEEE*, no. 2005, pp. 3494–3497. <https://www.doi.org/10.1109/IEMBS.2005.1617232>
48. Hsu Y., Lin Y.-L., Hsu W. Learning-based heart rate detection from remote photoplethysmography features. *2014 IEEE Int. Conf. Acoust. Speech Signal Process*, 2014, pp. 4433–4437. <https://www.doi.org/10.1109/ICASSP.~2014.6854440>
49. Poh M.-Z., McDuff D. J., Picard R. W. Advancements in noncontact, multiparameter physiological measurements using a webcam. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2011, vol. 58, no. 1, pp. 7–11. <https://www.doi.org/10.1109/TBME.2010.2086456>
50. Fallet S., Moser V. Imaging Photoplethysmography : What are the Best Locations on the Face to Estimate Heart Rate, *Computing in Cardiology*, 2016, vol. 43, pp. 341–344. <https://www.doi.org/10.22489/Cinc.~2016.098-236>
51. Kumar M., Veeraraghavan A. Contact-free camera measurements of vital signs. *SPIE*, 2015, pp. 1–4. <https://www.doi.org/10.1117/2.1201511.006184>
52. Shao D., Liu C., Tsow F., Yang Y., Du Z., Iriya R., Yu H., Tao N. Noncontact monitoring of blood oxygen saturation using camera and dual-wavelength imaging system. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2016, vol. 63, no. 6, pp. 1091–1098. <https://www.doi.org/10.1109/TBME.2015.2481896>
53. Feng L., Po L. M., Xu X., Li Y., Ma R. Motion-resistant remote imaging photoplethysmography based on the optical properties of skin. *IEEE Transactions on Circuits and Systems for Video Technology*, 2015, vol. 25, no. 5, pp. 879–891. <https://www.doi.org/10.1109/TCSVT.2014.2364415>
54. Zou J., Chen T., Yang X. Non-Contact Real-Time Heart Rate Measurement Algorithm Based on PPG-Standard Deviation. *Computers, Materials & Continua*, 2019, vol. 60, no. 3, pp. 1029–1040. <https://www.doi.org/10.32604/cmc.~2019.05793>
55. Trumpp A., Schell J. Vasomotor assessment by camera-based photoplethysmography. *Current Directions in Biomedical Engineering*, 2016, vol. 2, no. 1, pp. 199–202. <https://www.doi.org/10.1515/cdbme-2016-0045>



56. Poh M.-Z., McDuff D. J., Picard R. W. Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation. *Optics Express*, 2010, vol. 18, no. 10, pp. 10762–10774. <https://www.doi.org/10.1364/OE.18.010762>
57. Tulyakov S., Alameda-Pineda X., Ricci E., Yin L., Cohn J. F., Sebe N. Self-Adaptive Matrix Completion for Heart Rate Estimation from Face Videos under Realistic Conditions. *Proc. of the IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)*, 2016, pp. 2396–2404.
58. Bousefsaf F., Maaoui C., Pruski A. Automatic selection of webcam photoplethysmographic pixels based on lightness criteria. *J. Med. Biol. Eng.*, 2017, vol. 37, no. 3, pp. 374–385. <https://www.doi.org/10.1007/s40846-017-0229-1>
59. Bousefsaf F., Maaoui C., Pruski A. Continuous wavelet filtering on webcam photoplethysmographic signals to remotely assess the instantaneous heart rate. *Biomed. Signal Process. Control*, 2013, vol. 8, no. 6, pp. 568–574. <https://www.doi.org/10.1016/j.bspc.2013.05.010>
60. Bobbia S., Macwan R., Benezeth Y., Mansouri A., Dubois J. Unsupervised skin tissue segmentation for remote photoplethysmography. *Pattern Recognit Lett.*, 2017, vol. 124, no. 9, pp. 1–9. <https://www.doi.org/10.1016/j.patrec.2017.10.017>
61. Bobbia S., Luguern D., Benezeth Y., Nakamura K., Gomez R., Dubois J. Real-Time Temporal Superpixels for Unsupervised Remote Photoplethysmography. *Proceedings of the IEEE / CVF Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshops*, 2018, pp. 1341–1348. <https://www.doi.org/10.1109/CVPRW.2018.00182>
62. Bobbia S., Benezeth Y., Dubois J. Remote photoplethysmography based on implicit living skin tissue segmentation. *Proc. of the 23rd International Conference on Pattern Recognition (ICPR)*, 2016, pp. 361–365.
63. Wang W., Stuijk S., de Haan G. Living-skin classification via remote-ppg. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2017, vol. 64, no. 12, pp. 2781–2792. <https://www.doi.org/10.1109/TBME.2017.2676160>
64. Tarassenko L., Villarroel M., Guazzi A., Jorge J., Clifton D., Pugh C. Non-contact video-based vital sign monitoring using ambient light and auto-regressive models. *Physiological Measurement*, 2014, vol. 35, no. 5, pp. 807–831. <https://www.doi.org/10.1088/0967-3334/35/5/807>
65. Chwyl B., Chung A. G., Amelard R., Deglint J., Clausi D. A., Wong A. SAPPHERE : Stochastically acquired photoplethysmogram for heart rate inference in realistic environments. *Proc. of the IEEE International Conference on Image Processing (ICIP)*, 2016, no. 2016, pp. 1230–1234. <https://www.doi.org/10.1109/ICIP.~2016.7532554>
66. Chaichulee S., Villarroel M., Jorge J., Arteta C., Green G., McCormick K., Zisserman A., Tarassenko L. Multi-Task Convolutional Neural Network for Patient Detection and Skin Segmentation in Continuous Non-Contact Vital Sign Monitoring. *Proc. of the 12th IEEE International Conference on Automatic Face & Gesture Recognition (FG 2017)*, 2017, pp. 266–272. <https://www.doi.org/10.1109/FG.2017.41>
67. Hu S., Peris V., Echiadis A., Zheng J., Shi P. Development of effective photoplethysmographic measurement techniques : From contact to non-contact and from point to imaging. *2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2009, pp. 6550–6553. <https://www.doi.org/10.1109/IEMBS.2009.5334505>
68. Villarroel M., Guazzi A. Continuous non-contact vital sign monitoring in neonatal intensive care unit. *Health-care Technology Letters*, 2014, vol. 1, no. 3, pp. 87–91. <https://www.doi.org/10.1049/htl.2014.0077>
69. Wang W., Brinker A. C. D., Stuijk S., Haan G. D. Algorithmic principles of remote PPG. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 2017, vol. 64, no. 7, pp. 1479–1491. <https://www.doi.org/10.1109/TBME.2016.2609282>
70. Li X., Chen J., Zhao G., Pietikainen M. Remote heart rate measurement from face videos under realistic situations. *IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)*, 2014, pp. 4264–4271. <https://www.doi.org/10.1109/CVPR.2014.543>
71. Strokanev K. S., Korobeynikov A. V. System of photoplethysmography by face video image with applying the euler magnification. *Intellectual'nye sistemy v proizvodstve* [Intelligent Systems in Manufacturing], 2016, vol. 3, no. 30, pp. 56–59 (in Russian).
72. Wu H.-Y., Rubinstein M., Shih E., Guttag J. V., Durand F., Freeman W. T. Eulerian video magnification for revealing subtle changes in the world. *ACM Trans. Graph*, 2012, vol. 31, no. 4, pp. 65. <https://www.doi.org/10.1145/2185520.2185561>
73. Lewandowska M., Ruminski J., Kocejko T., Nowak J. Measuring pulse rate with a webcam – a non-contact method for evaluating cardiac activity. *2011 Federated Conference on Computer Science and Information Systems (FedCSIS)*, 2011, pp. 405–410.
74. De Haan G., Jeanne V. Robust pulse rate from chrominance-based rppg. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2013, vol. 60, no. 10, pp. 2878–2886. <https://www.doi.org/10.1109/TBME.2013.2266196>
75. De Haan G., Van Leest A. Improved motion robustness of remote-PPG by using the blood volume pulse signature. *Physiological Measurement*, 2014, vol. 35, no. 9, pp. 1913–1926. <https://www.doi.org/10.1088/0967-3334/35/9/1913>
76. Wang W., Stuijk S., De Haan G. A Novel Algorithm for Remote Photoplethysmography : Spatial Subspace Rotation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2016, vol. 63, no. 9, pp. 1974–1984. <https://www.doi.org/10.1109/TBME.2015.2508602>
77. Hsu G., Ambikapathi A., Chen M. Deep learning with time-frequency representation for pulse estimation from facial videos. *IEEE International Joint Conference on Biometrics (IJCB)*, 2017, pp. 383–389. <https://www.doi.org/10.1109/IJCB.2017.8272721>
78. Chen W., McDuff D. DeepPhys : Videobased physiological measurement using convolutional attention networks. *European Conference on Computer Vision (ECCV)*, 2018, pp. 356–373.



79. Niu X., Shan S., Han H., Chen X. RhythmNet : End-to-end heart rate estimation from face via spatial-temporal representation. *IEEE Transactions on Image Processing*, 2020, no. 29, pp. 2409–2423. <https://www.doi.org/10.1109/TIP.~2019.2947204>
80. Yu Z., Li X., Zhao G. Remote photoplethysmography signal measurement from facial videos using spatio-temporal networks. *Proceedings of the British Machine Vision Conference (BMVC)*, 2019, pp. 1–12.
81. Heusch G., Marcel S. Pulse-based features for face presentation attack detection. *IEEE International Conference on Biometrics Theory, Applications and Systems (BTAS)*, 2018, pp. 1–8. <https://www.doi.org/10.1109/BTAS.2018.8698579>
82. Liu S.-Q., Lan X., Yuen P. Remote photoplethysmography correspondence feature for 3d mask face presentation attack detection. *European Conference on Computer Vision (ECCV)*, 2018, pp. 577–594. [https://www.doi.org/10.1007/978-3-030-01270-0\\_34](https://www.doi.org/10.1007/978-3-030-01270-0_34)
83. Speth J., Vance N., Flynn P., Bowyer K., Czajka A. Remote Pulse Estimation in the Presence of Face Masks. 2021. *ArXiv preprint arXiv:2101.04096*.
84. Mannapperuma K., Holton B. D. Performance limits of ICA-based heart rate identification techniques in imaging photoplethysmography. *Physiological Measurement*, 2015, vol. 36, no. 1, pp. 67–83. <https://www.doi.org/10.1088/0967-3334/36/1/67>
85. Forrester K. R., Tulip J., Leonard C., Stewart C., Bray R. C. A laser speckle imaging technique for measuring tissue perfusion. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2004, vol. 51, no. 11, pp. 2074–2084. <https://www.doi.org/10.1109/TBME.2004.834259>
86. Serov A., Steinacher B., Lasser T. Full-field laser Doppler perfusion imaging and monitoring with an intelligent CMOS camera. *Optics Express*, 2005, vol. 13, no. 10, pp. 3681–3689. <https://www.doi.org/10.1364/opex.13.003681>
87. Kamshilin A. A., Teplov V., Nippolainen E., Miridonov S., Giniatullin R. Variability of microcirculation detected by blood pulsation imaging. *PloS ONE*, 2013, vol. 8, no. 2, e57117. <https://www.doi.org/10.1371/journal.pone.0057117>
88. Iakovlev D., Dwyer V., Hu S., Silberschmidt V. Non-contact blood perfusion mapping in clinical applications. *Biophotonics : Photonic Solutions for Better Health Care V*, 2016, vol. 9887, pp. 55–56. <https://www.doi.org/10.1117/12.2225216>
89. Aarts L. A., Jeanne V., Cleary J. P., Lieber C., Nelson J. S., Oetomo S. B., Verkruysse W. Non-contact heart rate monitoring utilizing camera photoplethysmography in the neonatal intensive care unit – a pilot study. *Early Hum. Dev.*, 2013, vol. 89, no. 12, pp. 943–948. <https://www.doi.org/10.1016/j.earlhumdev.2013.09.016>
90. Kumar M., Suliburk J. PulseCam : High-resolution blood perfusion imaging using a camera and a pulse oximeter. *2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC.2016.7591581*
91. Kumar M., Suliburk J. PulseCam : A camera-based, motion-robust and highly sensitive blood perfusion imaging modality. *Scientific Reports*, 2020, vol. 10, no. 1, pp. 1–17 <https://www.doi.org/10.1038/s41598-020-61576-0>
92. Mamontov O. V., Krasnikova T. V., Volynsky M. A., Anokhina N. A., Shlyakhto E. V., Kamshilin A. A. Novel instrumental markers of proximal scleroderma provided by imaging photoplethysmography. *Physiological Measurement*, 2020, vol. 41, no. 4, e044004. <https://www.doi.org/10.1088/1361-6579/ab807c>
93. Volynsky M. A., Margaryants N. B., Kamshilin A. A. Monitoring Changes in Capillary Blood Flow due to Thermal Impact Using Imaging Photoplethysmography. *Imaging and Applied Optics*, 2019, paper ITh3B.4. <https://www.doi.org/10.1364/ISA.2019.ITh3B.4>
94. Kamshilin A. A., Lyubashina O. A. Assessment of Pain-Induced Changes in Cerebral Microcirculation by Imaging Photoplethysmography. *International Work-Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering*. Cham, Springer, 2019, pp. 479–489. [https://www.doi.org/10.1007/978-3-030-17935-9\\_43](https://www.doi.org/10.1007/978-3-030-17935-9_43)
95. Mamontov O. V., Shcherbinin A. V. Intraoperative Imaging of Cortical Blood Flow by Camera-Based Photoplethysmography at Green Light. *Applied Sciences*, 2020, vol. 10, no. 18, e6192. <https://www.doi.org/10.3390/app10186192>
96. Kamshilin A. A., Volynsky M. A. Novel capsaicin-induced parameters of microcirculation in migraine patients revealed by imaging photoplethysmography. *The Journal of Headache and Pain*, 2018, vol. 19, no. 1, pp. 43. <https://www.doi.org/10.1186/s10194-018-0872-0>
97. Volynsky M. A., Mamontov O. V. Pulse wave transit time measured by imaging photoplethysmography in upper extremities. *Journal of Physics : Conference Series*, 2016, vol. 737, e012053. <https://www.doi.org/10.1088/1742-6596/737/1/012053>
98. Nirala N., Periyasamy R., Kumar A. Study of skin flow motion pattern using photoplethysmogram. *International Journal of Advanced Intelligence Paradigms*, 2020, vol. 16, no. 3–4, pp. 241–264. <https://www.doi.org/10.1504/IJAIP.~2020.10018682>
99. Blanic N., Blazek C., Pereira C., Blazek V., Leonhardt S. Frequency-selective quantification of skin perfusion behavior during allergic testing using photoplethysmography imaging. *Medical Imaging 2014 : Image Processing*, 2014, vol. 9034, e903429. <https://www.doi.org/10.1117/12.2043567>
100. Allen J., Chen F. Low-frequency variability in photoplethysmography and autonomic function assessment. In: *Photoplethysmography*. Academic Press, 2022, pp. 277–318. <https://www.doi.org/10.1016/B978-0-12-823374-0.00008-6>
101. Nishidate I., Hoshi A., Aoki Y., Nakano K., Niizeki K., Aizu Y. Noncontact imaging of plethysmographic pulsation and spontaneous low-frequency oscillation in skin perfusion with a digital red-green-blue camera. *Dynamics and Fluctuations in Biomedical Photonics XIII*, 2016, vol. 9707, e97070L. <https://www.doi.org/10.1117/12.2212558>
102. Nishidate I., Tanabe C., McDuff D. J., Nakano K., Niizeki K., Aizu Y., Haneishi H. RGB camera-based



- noncontact imaging of plethysmogram and spontaneous low-frequency oscillation in skin perfusion before and during psychological stress. *Proc. SPIE. Optical Diagnostics and Sensing XIX : Toward Point-of-Care Diagnostics*, 2019, vol. 10885, pp. 9–16. <https://www.doi.org/10.1117/12.2509752>
103. McDuff D., Nishidate I., Nakano K., Haneishi H., Aoki Y., Tanabe C., Aizu Y. Non-contact imaging of peripheral hemodynamics during cognitive and psychological stressors. *Scientific Reports*, 2020, vol. 10, no. 1, pp. 1–13. <https://www.doi.org/10.1038/s41598-020-67647-6>
104. Khanoka B., Slovik Y., Landau D., Nitzan M. Sympathetically induced spontaneous fluctuations of the photoplethysmographic signal. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 2004, vol. 42, no. 1, pp. 80–85. <https://www.doi.org/10.1007/BF02351014>
105. Kublanov V. S., Purto K. S. Heart rate variability study by remote photoplethysmography. *Biomedical Radioelectronics*, 2015, no. 8, pp. 3–9 (in Russian).
106. Kublanov V. S., Purto K. S. Researching the possibilities of remote photoplethysmography application to analysis of time-frequency changes of human heart rate variability. *2015 International Conference on Biomedical Engineering and Computational Technologies (SIBIRCON)*, 2015, pp. 87–92. <https://www.doi.org/10.1109/SIBIRCON.2015.7361857>
107. Kulminskiy D. D., Kurbako A. V., Skazkina V. V., Prokhorov M. D., Ponomarenko V. I., Kiselev A. R., Bezruchko B. P., Karavaev A. S. Development of a digital finger photoplethysmogram sensor. *Izvestiya of Saratov University. Physics*, 2021, vol. 21, iss. 1, pp. 58–68 (in Russian). <https://www.doi.org/10.18500/1817-3020-2021-21-1-58-68>
108. Simonyan M. A., Skazkina V. V., Posnenkova O. M., Ishbulatov Yu. M., Shvartz V. A., Borovkova E. I., Gorshkov A. Yu., Fedorovich A. A., Dzhioeva O. N., Karavaev A. S., Gridnev V. I., Drapkina O. M., Kiselev A. R. Analysis of the spectral indices of the photoplethysmographic signals and their age-related dynamics for the task of screening of cardiovascular diseases. *Profilakticheskaya meditsina* [The Russian Journal of Preventive Medicine], 2021, vol. 24, no. 8, pp. 73–79 (in Russian). <https://www.doi.org/10.17116/profmed20212408173>
109. Karavaev A. S., Borovik A. S., Borovkova E. I., Orlova E. A., Simonyan M. A., Ponomarenko V. I., Kiselev A. R. Low-frequency component of photoplethysmogram reflects the autonomic control of blood pressure. *Biophysical Journal*, 2021, vol. 120, no. 13, pp. 2657–2664. <https://www.doi.org/10.1016/j.bpj.2021.05.020>
110. Kiselev A. R., Borovkova E. I., Shvartz V. A., Skazkina V. V., Karavaev A. S., Prokhorov M. D., Bockeria O. L. Low-frequency variability in photoplethysmographic waveform and heart rate during on-pump cardiac surgery with or without cardioplegia. *Scientific Reports*, 2020, vol. 10, no. 1, pp. 1–9. <https://www.doi.org/10.1038/s41598-020-58196-z>
111. Tankanag A. V., Grinevich A. A., Tikhonova I. V., Chemeris N. K. An analysis of phase relationships between oscillatory processes in the human cardiovascular system. *Biophysics*, 2020, vol. 65, no. 1, pp. 159–164. <https://www.doi.org/10.1134/s0006350920010194>
112. Tikhonova I. V., Grinevich A. A., Tankanag A. V. Analysis of phase interactions between heart rate variability, respiration and peripheral microhemodynamics oscillations of upper and lower extremities in human. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2022, vol. 71, e103091. <https://www.doi.org/10.1016/j.bspc.2021.103091>
113. Tankanag A., Krasnikov G., Mizeva I. A pilot study : Wavelet cross-correlation of cardiovascular oscillations under controlled respiration in humans. *Microvascular Research*, 2020, vol. 130, e103993. <https://www.doi.org/10.1016/j.mvr.2020.103993>
114. Tankanag A. V., Krasnikov G. V., Chemeris N. K. Phase Coherence of Finger Skin Blood Flow Oscillations Induced by Controlled Breathing in Humans. *Physics of Biological Oscillators : New Insights into Non-Equilibrium and Non-Autonomous Systems*. Cham, Springer, 2021, pp. 281. [https://www.doi.org/10.1007/978-3-030-59805-1\\_18](https://www.doi.org/10.1007/978-3-030-59805-1_18)
115. Sagaidachnyi A. A., Skripal An. V., Fomin A. V., Usanov D. A. Determination of the amplitude and phase relationships between oscillations in skin temperature and photoplethysmography-measured blood flow in fingertips. *Physiological Measurement*, vol. 35, no. 2, pp. 153–166. <https://www.doi.org/10.1088/0967-3334/35/2/153>
116. Sagaidachnyi A. A., Fomin A. V., Usanov D. A., Skripal An. V. Thermography-based blood flow imaging in human skin of the hands and feet : A spectral filtering approach. *Physiological Measurement*, 2017, vol. 38, no. 2, pp. 272–288. <https://www.doi.org/10.1088/1361-6579/aa4eaf>
117. Sagaidachnyi A. A., Fomin A. V., Usanov D. A., Skripal An. V. Real-time technique for conversion of skin temperature into skin blood flow : Human skin as a low-pass filter for thermal waves. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2019, vol. 22, no. 12, pp. 1009–1019. <https://www.doi.org/10.1080/10255842.2019.1615058>
118. Allan D., Chockalingam N., Naemi R. Validation of a non-invasive imaging photoplethysmography device to assess plantar skin perfusion, a comparison with laser speckle contrast analysis. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 2021, vol. 45, no. 3, pp. 170–176. <https://www.doi.org/10.1080/03091902.2021.1891309>
119. Volkov I. Yu., Fomin A. V., Mayskov D. I., Zaleto I. S., Skripal An. V., Sagaidachnyi A. A. Possibilities of photoplethysmographic visualization of peripheral hemodynamics in the low-frequency range. *Metody komp'yuternoi diagnostiki v biologii i meditsine – 2021 : Sbornik statei Vserossiiskoi shkoly-seminara. Pod red. An. V. Skripalia* [An. V. Skripal, ed. Methods of Computer Diagnostics in Biology and Medicine – 2021 : Collection of articles of the All-Russian school-seminar]. Saratov, Izd-vo “Saratovskii istochnik”, 2021, pp. 107–110 (in Russian).
120. Volkov I. Yu., Fomin A. V., Mayskov D. I., Skripal An. V., Sagaidachnyi A. A. Imaging photopleth-



- hysmography of hemodynamics and oximetry using optical clearing of human skin. Yu. N. Dubnishcheva, N. M. Skorniyakovoi, eds. *Optical Methods of Flow Investigation : Proceedings of the XVI International Scientific and Technical Conference*. Moscow, Pero Publ., 2021, pp. 107–113 (in Russian).
121. Sun Y., Hu S., Azorin-Peris V., Kalawsky R., Greenwald S. Noncontact imaging photoplethysmography to effectively access pulse rate variability. *Journal of Biomedical Optics*, 2013, vol. 18, no. 6, e061205. <https://www.doi.org/10.1117/1.JBO.18.6.061205>
122. Taranov A. A., Spiridonov I. N. Contactless photoplethysmography and arterial pulse rate measurements by means of a webcam. *Biomeditsinskaya radioelektronika [Biomedical Radioelectronics]*, 2014, no. 10, pp. 71–80 (in Russian).
123. Kublanov V., Purtov K., Belkov D. Remote Photoplethysmography for the Neuro-electrostimulation Procedures Monitoring. *Science and Technology Publications*, 2017, vol. 4, pp. 307–314. <https://www.doi.org/10.5220/0006176003070314>
124. Kopeliovich M. V., Petrushan M. V. Optimal Facial Areas for Webcam-Based Photoplethysmography. *Pattern Recognition and Image Analysis (Advances in Mathematical Theory and Applications)*, 2016, vol. 26, no. 1, pp. 150–154. <https://www.doi.org/10.1134/S1054661816010120>
125. Imms R., Hu S., Azorin-Peris V., Trico M., Summers R. A high performance biometric signal and image processing method to reveal blood perfusion towards 3D oxygen saturation mapping. *The International Society for Optical Engineering*, 2014, vol. 8947. <https://www.doi.org/10.1117/12.2044318>
126. Blazek C. R., Merk H. F., Schmid-Schoenbein H., Huelsbusch M., Blazek V. Assessment of allergic skin reactions and their inhibition by antihistamines using photoplethysmography imaging (ppgi). *J. Allergy Clin. Immun.*, 2006, vol. 117, no. 2, pp. S226. <https://www.doi.org/10.1016/j.jaci.2005.12.894>
127. Hulsbusch M., Blazek V. Contactless mapping of rhythmic phenomena in tissue perfusion using ppgi. *Proc. SPIE*, 2002, vol. 4683, pp. 110–117. <https://www.doi.org/10.1117/12.463573>
128. Wieringa F. P., Mastik F. Remote Non-invasive Stereoscopic Imaging of Blood Vessels : First In-vivo Results of a New Multispectral Contrast Enhancement Technology. *Annals of Biomedical Engineering*, 2006, vol. 34, no. 12, pp. 1870–1878. <https://www.doi.org/10.1007/s10439-006-9198-1>
129. Kobayashi L., Chuck C. C., Kim C. K., Luchette K. R., Oster BS. A., Merck D. L., Kirenko I., Zon K. V., Bartula M., Rocque M., Wang H., Capraro G. A. Pilot Study of Emergency Department Patient Vital Signs Acquisition Using Experimental Video Photoplethysmography and Passive Infrared Thermography Devices. *2019 IEEE 10th Annual Ubiquitous Computing, Electronics & Mobile Communication Conference (UEMCON)*. IEEE, 2019, pp. 0023–0032. <https://www.doi.org/10.1109/UEMCON47517.2019.8993087>
130. Cho Y., Julier S. J., Bianchi-Berthouze N. Instant stress : Detection of perceived mental stress through smartphone photoplethysmography and thermal imaging. *JMIR Mental Health*, 2019, vol. 6, no. 4, e10140. <https://www.doi.org/10.2196/10140>
131. Blanik N., Abbas A. K., Venema B., Blazek V., Leonhardt S. Hybrid optical imaging technology for long-term remote monitoring of skin perfusion and temperature behavior. *Journal of Biomedical Optics*, 2014, vol. 19, no. 1, e016012. <https://www.doi.org/10.1117/1.JBO.19.1.016012>
132. Paul M., Behr S. C., Weiss C., Heimann K., Orlikowsky T., Leonhardt S. Spatio-temporal and-spectral feature maps in photoplethysmography imaging and infrared thermograph. *BioMedical Engineering OnLine*, 2021, vol. 20, no. 1, pp. 1–54. <https://www.doi.org/10.1186/s12938-020-00841-9>
133. Humphreys K., Ward T., Markham C. Noncontact simultaneous dual wavelength photoplethysmography : A further step toward noncontact pulse oximetry. *Review of Scientific Instruments*, 2007, vol. 78, no. 4, e044304. <https://www.doi.org/10.1063/1.2724789>
134. Kong L., Zhao Y. Non-contact detection of oxygen saturation based on visible light imaging device using ambient light. *Optics Express*, 2013, vol. 21, no. 15, pp. 17464–17471. <https://www.doi.org/10.1364/OE.21.017464>
135. Shao D., Liu C. Noncontact Monitoring of Blood Oxygen Saturation Using Camera and Dual Wavelength Imaging System. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2016, vol. 63, no. 6, pp. 1091–1098. <https://www.doi.org/10.1109/TBME.2015.2481896>
136. Foroughian F., Bauder C. J. The Wavelength Selection for Calibrating Non Contact Detection of Blood Oxygen Saturation using Imaging Photoplethysmography. *2018 United States National Committee of URSI National Radio Science Meeting (USNC-URSI NRSIM)*, 2018, pp. 1–2.
137. Moco A., Verkruyse W. Pulse oximetry based on photoplethysmography imaging with red and green light. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 2021, vol. 35, no. 1, pp. 123–133. <https://www.doi.org/10.1007/s10877-019-00449-y>
138. Gastel M., Wang W., Verkruyse W. Reducing the effects of parallax in camera-based pulse-oximetry. *Biomedical Optics Express*, 2021, vol. 12, no. 5, pp. 2813–2824. <https://www.doi.org/10.1364/BOE.419199>
139. Gastel M., Verkruyse W., Haan G. Data-driven calibration estimation for robust remote pulse-oximetry. *Appl. Sci.*, 2019, vol. 9, no. 18, e3857. <https://www.doi.org/10.3390/app9183857>
140. Bal U. Non-contact estimation of heart rate and oxygen saturation using ambient light. *Biomedical Optics Express*, 2015, vol. 6, no. 1, pp. 86–97. <https://www.doi.org/10.1364/BOE.6.000086>
141. Freitas U. S. Remote Camera-based Pulse Oximetry. *The Sixth International Conference on eHealth, Telemedicine, and Social Medicine*. International Academy, Research and Industry Association (IARIA), 2014, pp. 59–63.



142. Guazzi A. R., Villarroel M. Non-contact measurement of oxygen saturation with an RGB camera. *Biomedical Optics Express*, 2015, vol. 6, no. 9, pp. 3320–3338. <https://www.doi.org/10.1364/BOE.6.003320>
143. Addison P. S. Modular continuous wavelet processing of biosignals : Extracting heart rate and oxygen saturation from a video signal. *Healthcare Technology Letters*, 2016, vol. 3, no. 2, pp. 1–6. <https://www.doi.org/10.1049/htl.2015.0052>
144. Mathew J., Tian X., Wu M. *Remote Blood Oxygen Estimation From Videos Using Neural Networks*. 2021. arXiv:2107.05087.
145. Ali A.-N., Khalid G. A. Non-Contact SpO2 Prediction System Based on a Digital Camera. *Appl. Sci.*, 2021, vol. 11, no. 9, e4255. <https://www.doi.org/10.3390/app11094255>
146. Tuchin V. V. *Tissue Optics, Light Scattering Methods and Instruments for Medical Diagnosis*. Society of Photo Optical, 2015. 988 p. (Russ. ed. : Tuchin V. V. *Optika biologicheskikh tkanei : Metody rasseyaniya sveta v meditsinskoj diagnostike*. Moscow : OOO Izdatel'skaya firma "Fiziko-matematicheskaya literatura", 2013. 812 p.)

Поступила в редакцию 29.12.2021; одобрена после рецензирования 30.01.2022; принята к публикации 04.02.2022  
The article was submitted 29.12.2021; approved after reviewing 30.01.2022; accepted for publication 04.02.2022