

# НОВЫЙ МЕТОД ИНТРАОПЕРАЦИОННОЙ ОЦЕНКИ ДИНАМИКИ КРОВЕНАПОЛНЕНИЯ МОЗГА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ВИЗУАЛИЗИРУЮЩЕЙ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФИИ

А.В. Щербинин<sup>1</sup>, В.В. Зайцев<sup>1,2</sup>, Э.А. Нипполайнен<sup>2</sup>, А.Ю. Соколов<sup>3-5</sup>, А.А. Камшилин<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>ФГБУ «Северо-Западный окружной научно-клинический центр им. Л.Г. Соколова Федерального медико-биологического агентства»; Россия, 194291 Санкт-Петербург, пр-кт Культуры, 4;

<sup>2</sup>ФГБУН «Институт автоматизации и процессов управления Дальневосточного отделения Российской академии наук»; Россия, 690041 Владивосток, ул. Радио, 5;

<sup>3</sup>ФГБОУ ВО «Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет им. акад. И.П. Павлова» Минздрава России; Россия, 197022 Санкт-Петербург, ул. Льва Толстого, 6–8;

<sup>4</sup>ФГБУН «Институт физиологии им. И.П. Павлова Российской академии наук»; Россия, 199034 Санкт-Петербург, Васильевский остров, наб. Макарова, 6;

<sup>5</sup>ЧОУВО «Санкт-Петербургский медико-социальный институт»; Россия, 195271 Санкт-Петербург, Кондратьевский пр-кт, 72 лит. А

**Контакты:** Антон Владимирович Щербинин [antoxia@yandex.ru](mailto:antoxia@yandex.ru)

**Введение.** Интраоперационная оценка изменений церебрального кровотока – важный компонент объективного контроля качества хирургического лечения аневризм артерий головного мозга. Существующие для этой цели аппаратные методики имеют свои недостатки, что заставляет искать новые способы мониторинга кровотока во время операции. Мы предлагаем использовать технологию визуализирующей фотоплетизмографии (ВФПГ) – технически простого, бесконтактного, безопасного и дешевого оптического метода оценки перфузии биологических тканей.

**Цель работы** – продемонстрировать возможность использования ВФПГ для оценки динамики параметров церебрального кровотока во время операции по клипированию аневризмы, а также выявления ранних изменений кровоснабжения коры головного мозга.

**Материалы и методы.** Исследование проведено во время 6 операций клипирования аневризм артерий переднего отдела виллизиевого круга как в острой стадии разрыва ( $n = 1$ ), так и в плановом порядке ( $n = 5$ ). Система ВФПГ, представляющая собой светодиодный осветитель в едином блоке с цифровой видеокамерой, располагалась на штативе в 25 см от зоны вмешательства. Во время каждой операции проводили 2 одноминутные записи освещенной поверхности коры мозга – после рассечения твердой мозговой оболочки и перед ее ушиванием по завершении основного этапа интервенции. Для повышения точности измерения запись видеоклипов исследуемой области осуществляли синхронно с регистрацией электрокардиограммы. По окончании записи выполняли расчет и сравнение двух ВФПГ-параметров: амплитуды пульсативного компонента и времени прохождения пульсовой волны. После операции полученные данные сопоставляли с результатами компьютерной томографии. Статистический анализ проводили с помощью тестов попарного сравнения в программном пакете GraphPad Prism.

**Результаты.** Операции клипирования аневризм мозговых сосудов сопровождаются значительными изменениями параметров церебрального кровотока. При суммировании данных по всем пациентам были выявлены существенные различия при сравнении ВФПГ-показателей до и после операции, а именно статистически значимые рост амплитуды пульсативного компонента ( $n = 3$ ) и снижение времени прохождения пульсовой волны ( $n = 5$ ). Отсутствие достоверных изменений обоих параметров было обнаружено только у 1 пациента с механическим повреждением участка коры в зоне видеосъемки.

**Заключение.** Система ВФПГ позволяет количественно оценивать изменения кровенаполнения коры головного мозга при хирургическом лечении аневризм церебральных артерий и выявлять участки с повышенным и пониженным кровоснабжением. Для получения дополнительных маркеров послеоперационного состояния церебрального кровотока требуются углубленные исследования.

**Ключевые слова:** визуализирующая фотоплетизмография, аневризма, микрохирургическое клипирование, мозговой кровотока, сосуды головного мозга, нейрохирургия

**Для цитирования:** Щербинин А.В., Зайцев В.В., Нипполайнен Э.А. и др. Новый метод интраоперационной оценки динамики кровенаполнения мозга с использованием визуализирующей фотоплетизмографии. Нейрохирургия 2024;26(3):43–56.

DOI: <https://doi.org/10.17650/1683-3295-2024-16-3-43-56>

## A new method of intraoperative assessment of the dynamics of cortical blood flow using imaging photoplethysmography

A.V. Shcherbinin<sup>1</sup>, V.V. Zaytsev<sup>1,2</sup>, E.A. Nippolainen<sup>2</sup>, A.Yu. Sokolov<sup>3-5</sup>, A.A. Kamshilin<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>L.G. Sokolov North-Western District Scientific and Clinical Center, Federal Medical and Biological Agency; 4 Kultury Ave., Saint Petersburg 194291, Russia;

<sup>2</sup>Institute of Automation and Control Processes, Far Eastern Branch, Russian Academy of Sciences; 5 Radio St., Vladivostok 690041, Russia;

<sup>3</sup>I.P. Pavlov First St. Petersburg State Medical University, Ministry of Health of Russia; 6–8 L'va Tolstogo St., Saint Petersburg 197022, Russia;

<sup>4</sup>I.P. Pavlov Institute of Physiology, Russian Academy of Sciences; 6 Makarova Emb., Saint Petersburg 199034, Russia;

<sup>5</sup>St. Petersburg Medico-Social Institute; 72A Kondratyevsky Ave., Saint Petersburg 195271, Russia

**Contacts:** Anton Vladimirovich Shcherbinin [antoxia@yandex.ru](mailto:antoxia@yandex.ru)

**Background.** Intraoperative assessment of changes in cerebral blood flow is an important component of objective quality control of surgical treatment of cerebral artery aneurysms. Various techniques have been tried to solve this task, but they all have their drawbacks, which forces us to look for new ways of blood flow monitoring. We propose to use the technology of imaging photoplethysmography (IPPG) – a technically simple, contactless, safe and cheap optical method for assessing the perfusion of biological tissues.

**Aim.** To demonstrate the possibility of using IPPG to assess the dynamics of cerebral blood flow parameters during aneurysm clipping surgery, as well as to identify early changes in blood supply to the cerebral cortex.

**Materials and methods.** The study was carried out during six surgeries of clipping aneurysms of the anterior part of the Willis's circle, both in the acute stage of rupture ( $n = 1$ ) and in a planned manner ( $n = 5$ ). The IPPG system, which is an LED illuminator in a single unit with a digital video camera, was located on a tripod 25 cm from the intervention zone. During each operation, two one-minute recordings of the illuminated surface of the cerebral cortex were performed: after dissection of the dura mater and before its suturing at the end of the main stage of the intervention. To improve the measurement accuracy, video frames of the studied area were recorded synchronously with the registration of an electrocardiogram. After recording, two IPPG parameters were calculated and compared: the amplitude of the pulsatile component and the pulse wave transit time. Thereafter, the obtained data were compared with the results of computed tomography. Statistical analysis was performed using pairwise comparison tests in the GraphPad Prism software package.

**Results.** Clipping of cerebral vessel aneurysms are accompanied by significant changes in the parameters of cerebral blood flow. Analysis of the data for all patients revealed significant differences in IPPG parameters before and after surgery, namely, statistically significant increase in amplitude of the pulsatile component ( $n = 3$ ) and decrease in pulse wave transit time ( $n = 5$ ). The absence of significant changes in both parameters was found only in one patient who had mechanical damage in the cortex in the region of video recording.

**Conclusion.** The IPPG system is capable to quantify changes in blood supply to the cortex during surgical treatment of cerebral artery aneurysms and to identify areas with either increased or decreased blood supply. In-depth studies are required to obtain additional markers of the postoperative state of cerebral blood flow.

**Keywords:** imaging photoplethysmography, aneurysm, microsurgical clipping, cerebral blood flow, cerebral vessels, neurosurgery

**For citation:** Shcherbinin A.V., Zaytsev V.V., Nippolainen E.A. et al. A new method of intraoperative assessment of the dynamics of cortical blood flow using imaging photoplethysmography. *Neyrokhirurgiya = Russian Journal of Neurosurgery* 2024;26(3):43–56. (In Russ.).

DOI: <https://doi.org/10.17650/1683-3295-2024-26-3-43-56>

### ВВЕДЕНИЕ

Современная нейрохирургия в комбинации с нейроанестезиологией обладает огромным техническим потенциалом, позволяющим выполнять операции практически любой степени сложности. Основным вопросом, который остается до конца нерешенным, является определение степени физиологической дозволенности выполняемых манипуляций на головном мозге. Существующие на сегодняшний день методы интраоперационной оценки изменений регионарного кровоснабжения головного мозга обладают рядом ограничений. Например, доплерография позволяет исследовать

кровоток в отдельных сосудах, но не отражает кровенаполнение вещества мозга, церебральная оксиметрия дает возможность судить об изменении регионарного кровотока только в небольших поверхностных зонах головного мозга и не применима для работы в открытой ране. Наиболее адекватными в оценке перестроек церебрального кровоснабжения являются методики анализа перфузии с помощью компьютерной томографии (КТ), но они практически невыполнимы интраоперационно и не имеют широкого распространения из-за высокой стоимости оборудования. Оптические методы, такие как флуоресцентная ангиография

с использованием красителя индоцианинового зеленого [1, 2], лазерная спекл-контрастная визуализация [3], а также гиперспектральная визуализация [4], привлекают исследователей, поскольку позволяют бесконтактно визуализировать мозговой кровоток по всей области операционной раны. Однако каждый из этих методов имеет свои достоинства и недостатки, и пока ни один из них не нашел рутинного применения в клинических условиях. Это заставляет продолжать поиски новых методов, позволяющих повысить безопасность нейрохирургических операций и максимально рано (во время операции) выявлять возможные неблагоприятные перестройки кровоснабжения для их устранения.

Один из таких методов – визуализирующая фотоплетизмография (ВФПГ), принципиальная возможность использования которой для интраоперационной оценки изменений кортикального кровотока во время нейрохирургических операций на открытом мозге была продемонстрирована нашей научной группой еще в 2020 г. [5]. Более того, в серии экспериментов на лабораторных животных нами была продемонстрирована целесообразность использования ВФПГ для оценки изменений внутричерепной гемодинамики в ответ на различные интервенции, в частности ингаляцию  $\text{CO}_2$  [6], электростимуляцию твердой мозговой оболочки [7], введение различных фармакологических субстанций [8, 9] и соматовисцеральное ноцицептивное воздействие [10]. Несмотря на положительные и воспроизводимые результаты этих пилотных исследований, их интерпретация пока не всегда достаточно обоснована из-за продолжающихся дискуссий по поводу физико-физиологической модели происхождения сигнала ВФПГ.

Фотоплетизмография (ФПГ) – оптический метод оценки кровотока, основанный на измерении с помощью фоточувствительного элемента интенсивности светового потока, отраженного или прошедшего сквозь биологические ткани, содержащие кровеносные сосуды. В переводе с греческого языка “photo” означает свет, “plethysmos” – наполнение, а “grapho” – запись. ФПГ известна с 1937 г. [11] и является самым первым оптическим способом исследования кровотока *in vivo*. Установлено, что после взаимодействия света с кровоснабжаемой живой тканью его интенсивность приобретает модуляцию во времени с частотой сердечных сокращений [11, 12].

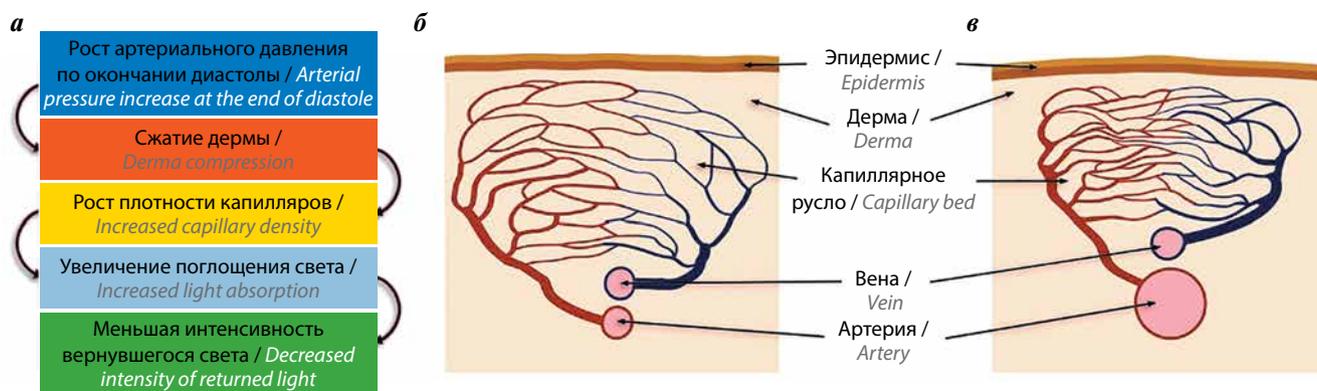
Согласно общепринятой модели ФПГ, основной причиной модуляции интенсивности света является изменение объема крови в ткани [12–15]. Этот механизм легко понять в системе ФПГ на прохождение света ближнего инфракрасного диапазона: при увеличении кровенаполнения в фазе систолы поглощается больше фотонов, что приводит к уменьшению интенсивности света, измеряемой фотоприемником, и наоборот, в фазе диастолы уменьшение объема крови

приводит к увеличению интенсивности света. Эта модель ФПГ получила название классической. В классической ФПГ источник света и фотодетектор находятся в контакте с исследуемым органом [12].

Следует подчеркнуть, что, согласно сообщениям разных исследовательских групп, наибольшая относительная амплитуда модуляции, связанной с сердечными сокращениями, наблюдается для зеленого света с длиной волны около 0,53 мкм [16–19]. Классическая модель ФПГ не может объяснить это наблюдение, так как обычно зеленый свет проникает в ткани не глубже 0,5 мм [20, 21], где пульсирующие сосуды отсутствуют, в то время как расположенные на этой глубине капилляры не пульсируют. Чтобы объяснить аномально высокую модуляцию интенсивности зеленого света при его взаимодействии с живой тканью, была предложена альтернативная теория ФПГ [22]. Ее суть заключается в том, что пульсовое колебание стенок артерий трансмурально сдавливает и отпускает капиллярную сеть у поверхности ткани: это обратимо изменяет расстояние между капиллярами, которые активно адсорбируют зеленый свет, и, соответственно, приводит к модуляции провзаимодействовавшего света. Таким образом, капиллярная сеть служит естественным распределенным преобразователем пульсовой волны давления крови в изменения интенсивности света (рис. 1).

В любой системе ФПГ исследуемая биологическая ткань освещается некогерентным источником света, и мощность светового потока, прошедшего через ткань с кровеносными сосудами либо отраженного от нее, измеряется фотодетектором. ВФПГ отличается от классической ФПГ только тем, что в ней в качестве фотодетектора используется видекамера и система работает в отражательном режиме. Применение камеры трансформирует измерительную ФПГ-схему из контактной в бесконтактную. Положительный эффект этой трансформации заключается в том, что бесконтактная технология обеспечивает более реалистичные измерения соотношения параметров кровотока при мониторинге микроциркуляции. Однако очень малые модуляции интенсивности света при сердечных сокращениях трудно определяемы на фоне двигательных артефактов при бесконтактной технологии. Последние достижения в компьютерной обработке изображений, обусловленные синхронизированной записью сигналов электрокардиограммы (ЭКГ) и видеосигнала [23], значительно расширили возможности применения ВФПГ, что позволяет получать достоверную информацию даже при наличии значительных движений освещаемого участка во время исследования [24].

Выполнение микрохирургического клипирования аневризм артерий головного мозга сопряжено с высоким риском развития послеоперационных ишемических осложнений, и их интраоперационное предупреждение остается приоритетной задачей нейрохирурга.



**Рис. 1.** Альтернативная модель формирования сигнала фотоплетизмографии: а – основная доктрина альтернативной модели; б – в фазе диастолы плотность взаимодействующих со светом капилляров уменьшается; в – в фазе систолы плотность капилляров, взаимодействующих с зеленым светом, повышается

**Fig. 1.** Alternative model of the photoplethysmography waveform formation: a – the basic doctrine of the alternative model; б – during diastole, the density of capillaries interacting with light decreases; в – during systole, the density of capillaries interacting with green light increases

**Целью** данной работы явилась демонстрация возможности использования системы ВФПГ для количественной оценки динамики параметров кортикального кровотока во время операции по клипированию аневризмы и раннего выявления возможных изменений перфузии коры головного мозга.

### МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

**Пациенты.** Пилотное исследование проведено в Северо-Западном окружном научно-клиническом центре им. Л.Г. Соколова ФМБА России во время 6 операций клипирования аневризм сосудов головного мозга. Пациентами являлись 3 мужчин и 3 женщины (средний возраст  $54,7 \pm 12,6$  года), которым были выполнены стандартные операции микрохирургического клипирования аневризм переднего отдела виллизиевого многоугольника с использованием птерионального и латерального супраорбитального доступов. Распределение клипированных аневризм по локализации было следующим: 2 аневризмы передней соединительной артерии, одна – М1–М2-сегмента средней мозговой артерии (СМА), одна – коммуникантного сегмента внутренней сонной артерии, одна – развилки внутренней сонной артерии и одна – М3-сегмента СМА.

Одна пациентка с аневризмой передней соединительной артерии была оперирована в острой стадии разрыва аневризмы, остальные участники – в плановом порядке. Все хирургические процедуры проводили в строгом соответствии с утвержденными стандартами такого рода вмешательств с использованием адекватного анестезиологического пособия с постоянным мониторингом ключевых физиологических параметров и полным контролем над витальными функциями, что обеспечивало высокий уровень безопасности лечения.

До операции всем пациентам выполняли КТ, КТ-ангиографию и церебральную ангиографию сосудов головного мозга. В первые часы после завершения

операции всем пациентам выполняли КТ и КТ-ангиографию, а затем КТ повторяли через 24 ч и при выписке. По данным послеоперационной КТ-ангиографии во всех случаях аневризмы были выключены из кровотока радикально. Признаков стеноза несущих артерий и их ветвей не выявлено. При оценке результатов послеоперационной КТ головного мозга в 5 случаях отмечено появление зон ишемии: в 3 случаях – локально в месте постановки шпателей для тракции мозга, в 1 случае – на отдалении, в бассейне кровоснабжения заинтересованной СМА, в 1 случае – в височной доле в проекции трепанационного окна.

Пациентка с разрывом аневризмы погибла от прогрессирующей констриктивно-стенотической ангиопатии и менингита на 8-й день после операции, остальные пациенты выписаны в удовлетворительном состоянии. Краткая информация о пациентах, проведенных вмешательствах и исходах представлена в табл. 1.

**Система ВФПГ.** Инструментальное обеспечение ВФПГ является весьма простым, поскольку для него требуется всего лишь видеокамера и осветитель исследуемых тканей. Для повышения точности измерения пульсаций крови и подавления артефактов движения запись видеоклипов исследуемых органов пациента проводится синхронно с записью ЭКГ, которая служит временным ориентиром сердечной деятельности.

Для мониторинга кортикального кровотока мы использовали лабораторный прототип мультимодальной системы, разработанный и изготовленный нашей группой, который состоял:

- из монохромной цифровой камеры IDS GigE Smartek Vision GC1391MP с объективом KOWA LM5NCL с фокусным расстоянием 18 см;
- осветителя из 8 светодиодов типа BL-HP20APGCL-5W STAR, расположенных вокруг объектива и излучающих на длине волны  $525 \pm 30$  нм;
- электрокардиографа КАП-01 «Кардиотехника-ЭКГ», позволяющего проводить запись 3 стандартных

**Таблица 1.** Общие сведения о пациентах, которым выполняли микрохирургическое клипирование аневризм сосудов головного мозга  
**Table 1.** General information about patients who underwent microsurgical clipping of cerebral aneurysms

Пациент Patient	Пол Sex	Возраст, лет Age, years	Локализация аневризмы Localization of aneurysm	Наличие разрыва Rupture presence	Длительность и место временного пережатия Duration and location of temporary clipping	Наличие и зона ишемии по данным послеоперационной КТ Presence and region of ischemia according postoperative CT	Исход Outcome
1	Муж- ской Male	51	М3 СМА M3 MCA	Нет No	10 мин М3 СМА 10 min M3 MCA	Ишемия височно-затылочной области вне проекции трепанации Ischemia of the temporo-occipital region outside the projection of trepanation	Выписка Discharge
2	Жен- ский Female	36	ПСА ACoA	Есть Yes	5 мин А1 ПМА с 2 сторон 5 min A1 ACA from 2 sides	Ишемия базальной поверхности лобной доли от тракции Ischemia of the basal urface of the frontal lobe from traction	Смерть Death
3	Муж- ской Male	55	ПСА ACoA	Нет No	2 раза по 5 мин А1 ПМА с 2 сторон 2 times for 5 min A1 ACA from 2 sides	Ишемия базальной поверхности лобной доли от тракции Ischemia of the basal surface of the frontal lobe from traction	Выписка Discharge
4	Муж- ской Male	66	ВСА ICA	Нет No	5 мин ВСА и А1 ПМА 5 min ICA and A1 ACA	Ишемия базальной поверхности лобной доли от тракции Ischemia of the basal surface of the frontal lobe from traction	Выписка Discharge
5	Жен- ский Female	49	М1–М2 СМА M1–M2 MCA	Нет No	2 раза по 5 мин М1 СМА 2 times for 5 min M1 MCA	Ишемия височной доли в зоне трепанации Ischemia of the temporal lobe in the trepanation zone	Выписка Discharge
6	Жен- ский Female	71	Развилка ВСА Branching of ICA	Нет No	5 мин ВСА и А1 ПМА 5 min ICA and A1 ACA	Зон ишемии нет No ischemic zones	Выписка Discharge

**Примечание.** М1–М2 СМА – М1–М2-сегменты средней мозговой артерии; М3 СМА – М3-сегмент средней мозговой артерии; ВСА – внутренняя сонная артерия; ПСА – передняя соединительная артерия; А1 ПМА – А1-сегмент передней мозговой артерии; КТ – компьютерная томография.

**Note.** M1–M2 MCA – M1–M2 segments of the middle cerebral artery; M3 MCA – M3 segment of the middle cerebral artery; ICA – internal carotid artery; ACoA – anterior communicating artery; A1 ACA – A1 segment of the anterior cerebral artery; CT – computed tomography.

ЭКГ-отведений при использовании электродов, размещенных на конечностях пациента, с частотой опроса 1 кГц.

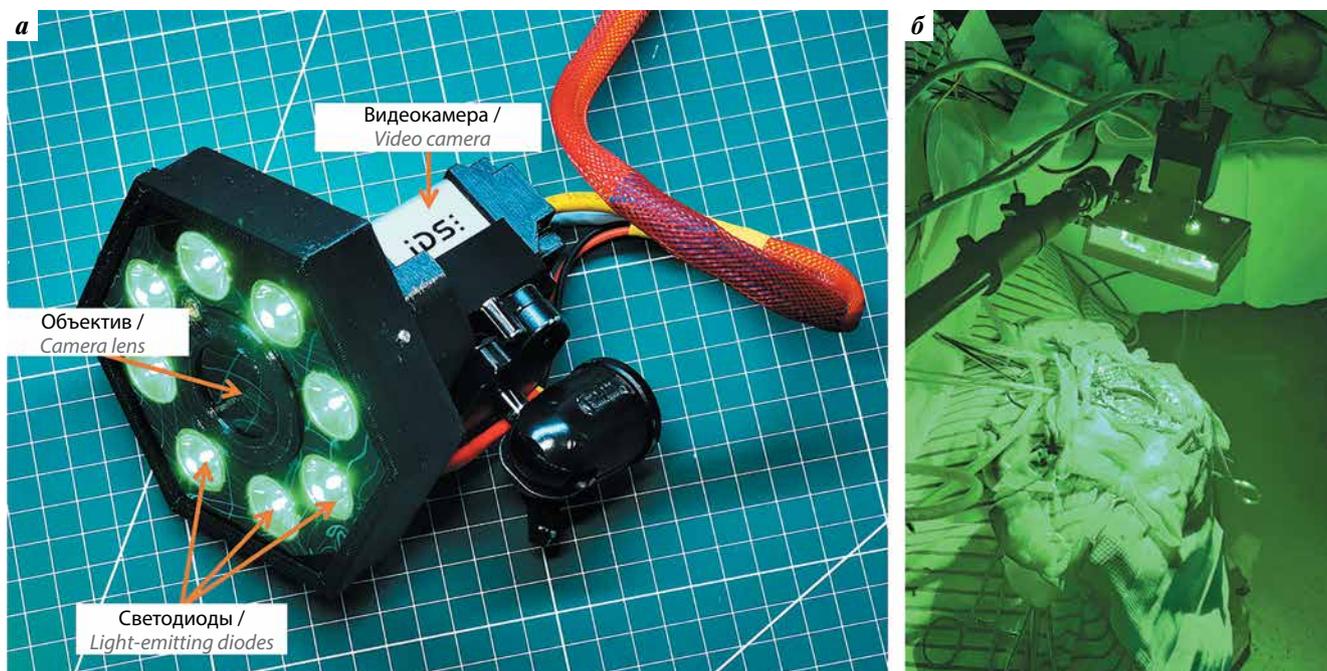
Внешний вид системы представлен на рис. 2. Видеокамера обеспечивала запись изображений коры головного мозга с пространственным разрешением 752 × 480 пикселей на частоте 39 кадров в секунду. Светодиоды и объектив были покрыты поляризационными пленками со взаимно ортогональной ориентацией векторов пропускания для подавления ярких бликов, отраженных от поверхности исследуемых тканей, что позволяло значительно увеличить отношение сигнал/шум принимаемого ФПГ-сигнала [25].

Цифровая камера была соединена с персональным компьютером через LAN-порт. Изображения сохранялись в компьютере с помощью программного обеспечения на языке C++, разработанного нашей группой с использованием библиотеки программного обеспечения, поставляемой производителем камеры. Монохромные изображения коры головного мозга записывались в несжатом (без потерь) формате PNG с разрешением 8 бит. Для синхронизации ЭКГ и видео-

записи камера была настроена таким образом, что в момент срабатывания электронного затвора она генерировала сигнал синхронизации вспышки, который регистрировался в 4-м отведении ЭКГ. Для удобства мониторинга данных во время исследования сигнал ЭКГ отображался на дополнительном мониторе, подключенном к компьютеру, который принимал и обрабатывал как видео-, так и ЭКГ-данные.

**Обработка сигналов.** Подробное описание алгоритма обработки данных во время записи ВФПГ, синхронизированной с ЭКГ, для оценки перфузии объекта исследования можно найти в других работах нашей группы [5, 23, 26]. Здесь мы ограничимся кратким изложением основных моментов обработки полученной видеозаписи освещаемого участка живой ткани.

1. Область исследования после записи ВФПГ автоматически делится на небольшие области интереса (region of interest, ROI) размером 2 × 2 пикселя, что составляет примерно 40 × 40 мкм на коре головного мозга. Для минимизации влияния артефактов движения на 1-м этапе применяется цифровая стабилизация изображений исследуемых



**Рис. 2.** Прототип мультимодальной системы визуализации и оценки кровотока: а – фотография блока визуализирующей фотоплетизмографии, состоящего из 8 зеленых светодиодов, закрепленных вокруг видеокамеры; б – общий вид интраоперационного расположения блока освещения с камерой над операционной раной во время проведения записи

**Fig. 2.** Laboratory mock-up of a multimodal blood flow visualization and assessment system: a – a photograph of the imaging photoplethysmography unit consisting of 8 green LEDs fixed around the video camera; б – a general view of the intraoperative location of the illuminator with a camera over the operating wound during recording

областей с использованием алгоритма optical flow [27] с плавающим временным окном, длительность которого равна длительности сердечного цикла. Положение каждого ROI сдвигается на вычисленный вектор перемещения секторов изображения, чтобы оставаться стабильным относительно деталей измеряемой области.

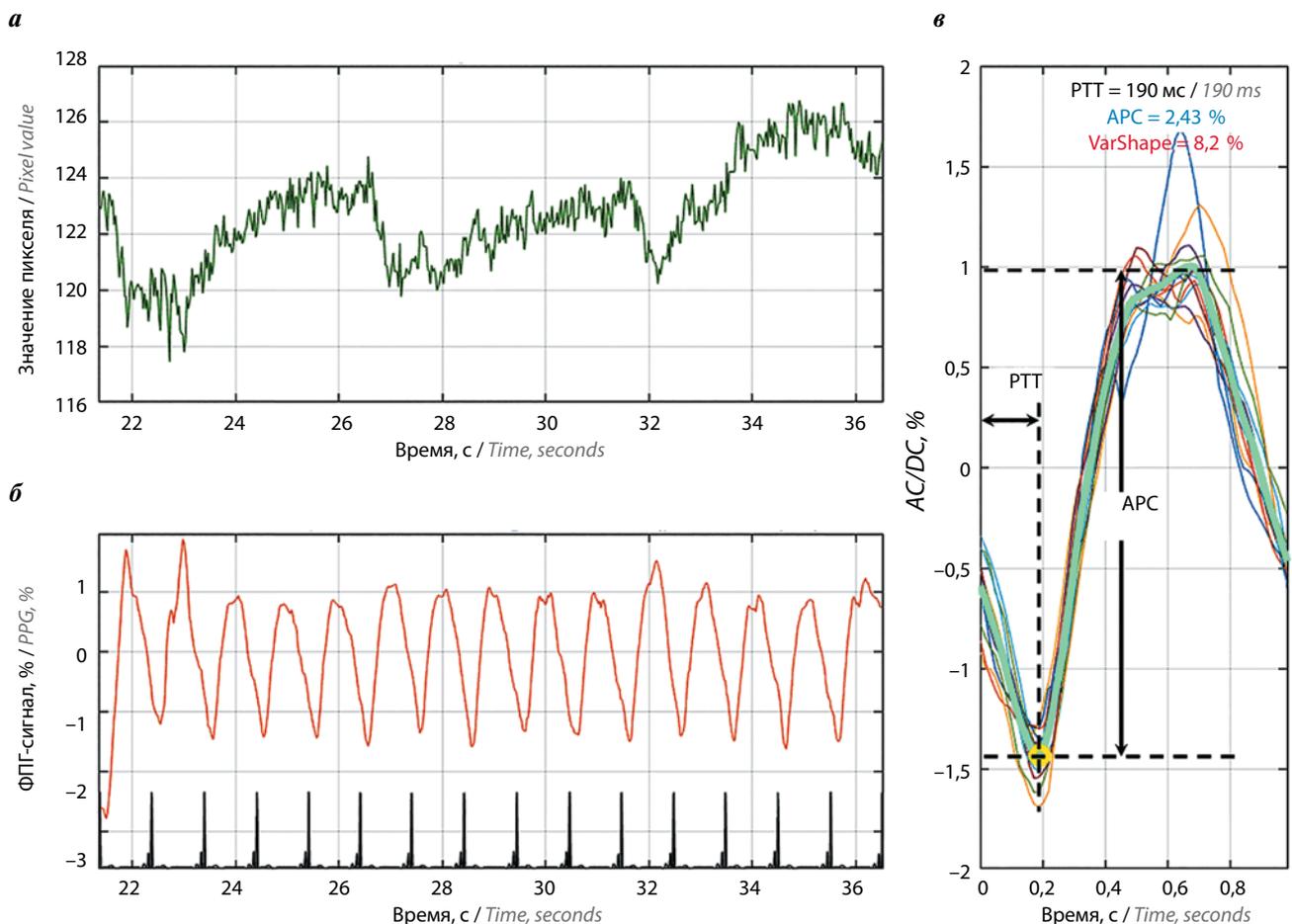
2. Нефильтрованный и неусредненный сигнал, записанный в каждом ROI, имеет 2 модуляции: быстро меняющуюся компоненту на частоте сердечных сокращений (АС) и медленно меняющуюся (DC). Обе компоненты пропорциональны интенсивности падающего света [18], что позволяет компенсировать неравномерность освещения путем расчета отношения АС/DC в их абсолютных числовых значениях. После вычисления сигнала АС/DC он был линейно преобразован в биполярный путем вычитания единицы и инвертирования для того, чтобы изменения формы сигнала положительно коррелировали с изменениями артериального давления [22, 28]. Полученный сигнал называют ФПГ-сигналом, его пример для одного из ROI представлен на рис. 3. Для демонстрации эффективности работы алгоритма стабилизации на рис. 3, а показана исходная модуляция величины среднего пикселя, а на рис. 3, б – ФПГ-сигнал, вычисленный в том же самом ROI. Видно, что на исходном сигнале (см. рис. 3, а) невозмож-

но выделить какую-либо периодическую модуляцию, но после стабилизации изображений наблюдается хорошо выраженная модуляция на частоте сердцебиений, которая коррелирует с сигналом ЭКГ, синхронно записанным с видеокадрами.

3. Для оценки формы и величины среднего импульса ФПГ в каждом ROI мы выбирали 15 последовательных сердечных циклов (см. рис. 3, б) и делили рассчитанный ФПГ-сигнал на 15 частей так, чтобы каждый последующий R-пик ЭКГ являлся началом временной шкалы каждого импульса. Средний импульс ФПГ, показанный на рис. 3, в жирной кривой зеленого цвета, вычислялся путем усреднения между собой отдельных ФПГ-импульсов 13 сердечных циклов, исключая 1-й и последний импульсы, как наиболее подверженные влиянию артефактов. Разница между максимумом и минимумом среднего импульса ФПГ, или амплитуда пульсирующего компонента (amplitude of pulsatile component, APC) (см. рис. 3, в), называется индексом перфузии и отражает тонус сосудов, питающих исследуемый участок ткани [10, 12, 29, 30].
4. Средний импульс ФПГ рассчитывают по каждому ROI и используют для оценки и последующего построения пространственного распределения 2 параметров кровотока: индекса перфузии и времени прихода пульсовой волны. Первый параметр

описан выше, а второй представляет собой время прохождения пульсовой волны от сердца до точки измерения, или время прохождения импульса давления (pulse transit time, PTT), которое определяют как задержку во времени между R-пиком и минимумом среднего импульса ФПГ, соответствующего фазе диастолы. Для большей наглядности пространственные распределения параметров кортикального кровотока отображаются на экране монитора закодированными в псевдоцветах, и их распределение накладывается на изображение исследуемой области в первом кадре из выбранных для оценки среднего импульса ФПГ. Примеры таких распределений приведены в разделе «Обсуждение».

**Количественное сравнение распределений ВФПГ.** Во время каждой операции проводили 2 записи освещенной поверхности коры головного мозга: 1-я — сразу после рассечения твердой мозговой оболочки, 2-я — после завершения основного этапа операции, перед ушиванием твердой мозговой оболочки. Длительность каждой записи составляла 60 с. После этого в течение ~5 мин проводили расчет пространственных распределений параметров APC и PTT. Следует отметить, что в результате операции происходят значительные изменения в форме и положении долей мозга, что серьезно осложняет количественное сравнение измеряемых параметров кровотока до и после основного этапа операции. Для решения этой проблемы оператор вручную выбирал 14 или 15 больших ROI (каждый



**Рис. 3.** Пример вычисления сигнала фотоплетизмографии (ФПГ) в одной из областей интереса размером  $2 \times 2$  пикселя: а — график покадровой эволюции среднего значения пикселя до стабилизации в 15 последовательных сердечных циклах; б — ФПГ-сигнал после стабилизации, нормализации и инвертирования. Вертикальные линии на оси времени показывают синхронно записанные R-пики сигнала электрокардиограммы; в — тонкими цветными линиями показаны сигналы ФПГ в 13 сердечных циклах, наложенные друг на друга так, что начало каждого цикла определяется соответствующим R-пиком. Сигнал, усредненный по этим 13 циклам, показан жирной зеленой линией. Здесь и на рис. 5, 6, 8: APC — амплитуда пульсативного компонента; PTT — время прохождения пульсовой волны

**Fig. 3.** An example of calculating the photoplethysmography (PPG) waveform in one of the regions of interest sizing  $2 \times 2$  pixels: а — frame-by-frame evolution of the average pixel value before stabilization in 15 consecutive cardiac cycles; б — PPG signal after stabilization, normalization and inversion. Vertical lines on the time axis indicate synchronously recorded R-peaks of the electrocardiograms signal; в — thin colored lines show the PPG waveforms in 13 cardiac cycles superimposed on each other so that the beginning of each cycle is determined by the corresponding R-peak. The signal averaged over these 13 cycles is shown by a bold green line. Here and on Fig. 5, 6, 8: APC — amplitude of the pulsatile component; PTT — pulse wave transit time

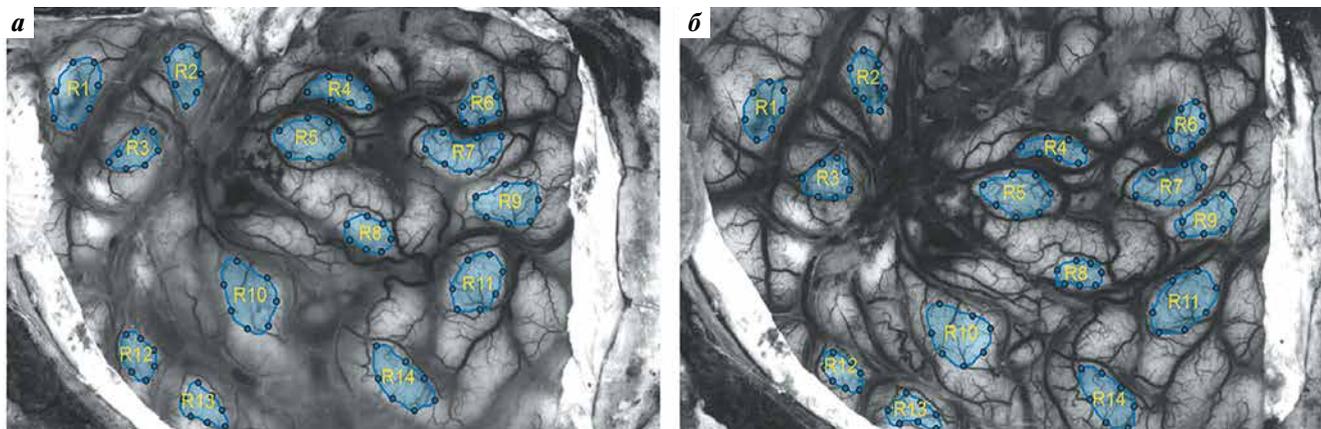


Рис. 4. Пример выбора больших областей интереса до основного этапа операции (а) и после него (б)

Fig. 4. An example of selecting large regions of interest before (а) and after (б) the main stage of the operation

из которых включал от 150 до 250 малых ROI размером  $2 \times 2$  пикселя) в наиболее хорошо узнаваемых и сопоставимых для сравнения местах коры так, чтобы внутри этих ROI не было хорошо различимых крупных сосудов (рис. 4). Кроме того, расположение больших ROI выбирали таким образом, чтобы до и после операции зоны с одинаковыми номерами располагались на анатомически сопоставимых областях коры. Затем параметры APC и PTT усреднялись по всем малым ROI, входящим в большие ROI, и сравнение проводилось между средними параметрами. В зависимости от полученных изменений можно было делать предварительные выводы об увеличении или уменьшении характера кровенаполнения одних и тех же участков мозга и всей его поверхности, заснятой камерой ВФПГ, в целом. После операции полученные данные сопоставляли с результатами КТ.

Сами по себе вычисляемые параметры ФПГ-сигнала (APC и PTT) не представляют какого-то значения, которое можно было бы сопоставить с традиционно применяемыми показателями тканевой перфузии: линейная либо объемная скорость кровотока или объем крови в 100 г вещества. Параметры перфузии ФПГ могут сильно изменяться от одного вида биологической ткани к другому и между разными испытуемыми. Однако при сравнении данных параметров в одних и тех же точках исследования в начале и после какой-либо манипуляции можно по динамике их изменения делать выводы о характере перестройки регионального кровотока. Очевидно, что при уменьшении тонуса артериальных сосудов их стенки начинают колебаться с большей амплитудой, что приводит к увеличению объема крови, протекающей через сосуд. При этом увеличивается и амплитуда модуляции плотности близлежащих капилляров на частоте сердцебиений, что неизбежно приводит к возрастанию параметра APC. Таким образом, увеличение индекса APC является признаком возрастания кровотока по артериальным сосудам, снабжающим измеряемую область.

Параметр PTT по-другому отражает изменения в кровоснабжении биологической ткани. Если предположить, что в результате какой-либо патологии исследуемая область снабжается через возможные коллатерали, а после устранения проблемы кровь начинает поступать в эту область естественным и более коротким путем, то время прохождения пульсовой волны должно также уменьшиться, что отражается в снижении параметра PTT. Таким образом, мы сформулировали ожидаемые изменения исследуемых параметров перфузии, измеряемых с помощью ВФПГ, в ответ на улучшение или ухудшение кровоснабжения исследуемой области.

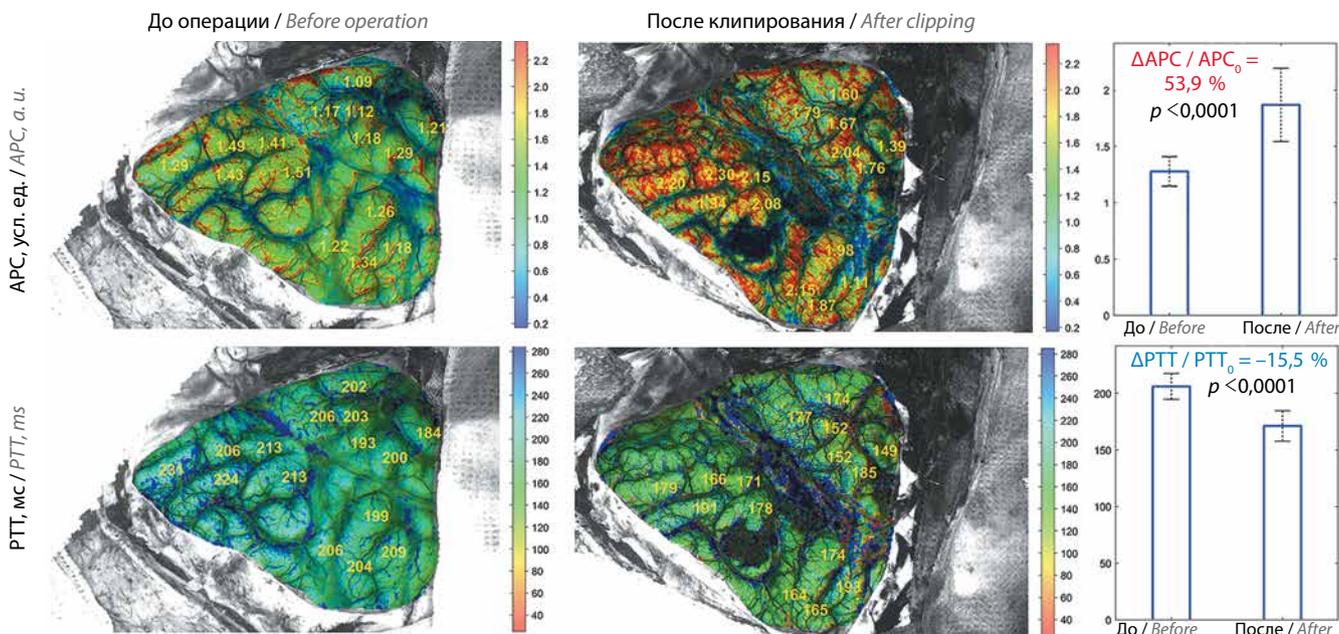
**Статистический анализ.** Статистическую обработку и графическое оформление результатов исследования выполняли с помощью программного пакета GraphPad Prism v. 9 (GraphPad Software Inc., США). Из рассчитанных для каждого пациента в каждом из ROI (от 9 до 15 ROI в освещаемой области исследования) значений APC (в %) и PTT (в мс) до и после клипирования аневризмы (точнее до начала тракций долей мозга с целью обеспечения доступа к пораженному сосуду и после завершения основных этапов операции перед закрытием трепанационного окна) формировали цифровые массивы и сравнивали их попарно. Если по результатам тестов Шапиро–Уилка и Колмогорова–Смирнова данные соответствовали нормальному распределению, то для выявления значимости различий между значениями «до» и «после» использовали t-тест для парных выборок. В случае ненормального распределения данных использовали непараметрический критерий знаковых рангов Вилкоксона. При расхождении результатов тестов проверки на нормальность распределения предпочтения отдавали непараметрическому критерию в связи со сравнительно небольшим размером выборки ROI в каждой из областей исследования. Уровень статистической значимости был установлен как  $\alpha = 0,05$ . В таблицах и на графиках данные отражены как среднее значение  $\pm$  стандартное отклонение ( $M \pm SD$ ) или как медиана с межквартильным интервалом ( $Me [Q_1-Q_3]$ ).

**РЕЗУЛЬТАТЫ**

**Кортикальный кровоток до и после клипирования аневризмы.** Установлено, что операции клипирования аневризм сосудов головного мозга приводят к значительным изменениям параметров кортикального кровотока, оцененных с помощью системы ВФПГ. Типичные изменения кровотока проиллюстрированы на рис. 5, на котором представлено распределение по поверхности коры головного мозга 2 измеряемых параметров перфузии: APC и РТТ. Желтые цифры на картах про-

странственного распределения параметров на рис. 5 соответствуют значениям соответствующих параметров в выбранных больших ROI. Графики, приведенные справа, отражают статистическое сравнение параметров APC и РТТ до и после операции, выполненное между ансамблями больших ROI с помощью t-теста.

Как видно на рис. 5, в данном случае наблюдаются статистически значимые изменения обоих параметров кортикального кровотока после клипирования



**Рис. 5.** Сравнение пространственных распределений параметров кортикального кровотока до и после клипирования аневризмы М3-сегмента средней мозговой артерии у пациента 1. Изображения слева отражают распределение параметров кровотока до операции, изображения в центре — после операции. Справа представлена статистика изменений каждого параметра, рассчитанная с использованием t-теста

**Fig. 5.** Comparison of spatial distributions of cortical blood flow parameters before and after clipping of M3-segment of the middle cerebral artery aneurysm for patient 1. The left column shows the maps of blood flow parameters before surgery, and the central one — after. The right column shows the statistics of changes in each parameter calculated by the t-test

**Таблица 2.** Изменения параметров кортикального кровотока во время операции микрохирургического клипирования аневризм артерий головного мозга

**Table 2.** Changes in the parameters of cortical blood flow during microsurgical clipping of cerebral artery aneurysms

Пациент Patient	Амплитуда пульсативной компоненты, % Amplitude of the pulsatile component, %			Время пробега пульсовой волны, мс Pulse transit time, ms		
	до клипирования before clipping	после клипирования after clipping	p	до клипирования before clipping	после клипирования after clipping	p
1	1,27 ± 0,13	1,90 ± 0,37	<0,0001	200 ± 15	171 ± 12	<0,0001
2	0,68 ± 0,22	1,24 ± 0,20	<0,0001	245 ± 33	191 ± 7	<0,0001
3	1,52 ± 0,17	1,63 ± 0,25	0,25	197 ± 11	163 ± 11	0,001
4	1,34 ± 0,47	2,14 ± 0,58	<0,0001	308 ± 34	241 ± 15	<0,0001
5	1,23 ± 0,43	1,15 ± 0,51	0,20	156 ± 19	159 ± 35	0,56
6	1,73 ± 0,39	1,62 ± 0,31	0,14	134 ± 14	104 ± 20	0,0002
Все пациенты All patients	1,28 ± 0,46	1,61 ± 0,53	<0,0001	193 [156–257]	171 [148–195]	<0,0001

аневризмы. При этом если индекс перфузии вырос после операции, то время пробега пульсовой волны сократилось. Статистически значимое увеличение APC было отмечено в 3 из 6 исследованных случаев клипирования аневризм, а статистически значимое уменьшение РТТ — в 5 из 6. Результаты изменений параметров кровенаполнения в выбранных зонах сравнения до и после основного этапа операции суммированы в табл. 2.

У пациента 5 никаких существенных изменений обоих параметров не выявлено. В случаях пациентов 3 и 6, как видно из табл. 2, не отмечено статистически значимого изменения параметра APC, хотя РТТ достоверно уменьшилось. При суммировании данных по всем 6 пациентам были выявлены существенные различия при сравнении ВФПГ-показателей до и после операции, а именно статистически значимые рост APC и снижение РТТ.

**Изменения кортикального кровотока при тракции мозга.** Для выявления возможных гиперперфузионных изменений кровотока в ответ на длительное смещение участка мозга во время доступа к аневризме было выполнено исследование с помощью ВФПГ до и после тракции лобной доли в случае выполнения трансильвиевого доступа к опухоли островковой зоны у 1 пациента, не входящего в основную когорту. Распределения параметров APC и РТТ во время вмешательства представлены на рис. 6. Оказалось, что изменение исследуемых параметров коркового кровотока лобной и височной долей не достигало уровня статистической значимости. Если до тракции индекс перфузии APC составлял  $1,71 \pm 0,31$  %, то после ее завершения —  $1,65 \pm 0,33$  % ( $p = 0,56$ ). При этом изменения РТТ также

были незначительны: 220 [211–259] мс до тракции и 209 [198–253] мс — после тракции ( $p = 0,36$ ). Таким образом, версия об изменении параметров перфузии головного мозга при клипировании аневризм в ответ на тракцию лобной или височной долей во время операции не подтвердилась.

## ОБСУЖДЕНИЕ

Как видно из табл. 2, операция клипирования аневризмы сосудов головного мозга приводит к изменениям параметров его перфузии. В 3 случаях зарегистрировано увеличение индекса APC, а в 5 — уменьшение РТТ, что в целом характерно для усиления кровенаполнения исследуемой области. У пациента 5 значимых изменений обоих показателей не выявлено. Величина данных параметров высчитывалась на основании их усредненных значений, взятых в одних и тех же зонах до и после хирургической манипуляции на всей поверхности мозга, доступной обзору в результате краниотомии.

Причинами зарегистрированных улучшений кровенаполнения мозгового вещества, вероятно, были манипуляции с сосудами во время основного этапа операции. Трудно представить, что само по себе выключение аневризмы из кровообращения может послужить причиной данных изменений, хотя полностью исключать такую возможность нельзя. И если ухудшение кровоснабжения может быть объяснено простым уменьшением притока крови в результате стенозирования просвета сосуда или его временного спазма в ответ на интервенцию, то увеличение кровенаполнения, вероятно, связано с компенсаторной гиперперфузией после транзиторной ишемизации мозга в результате

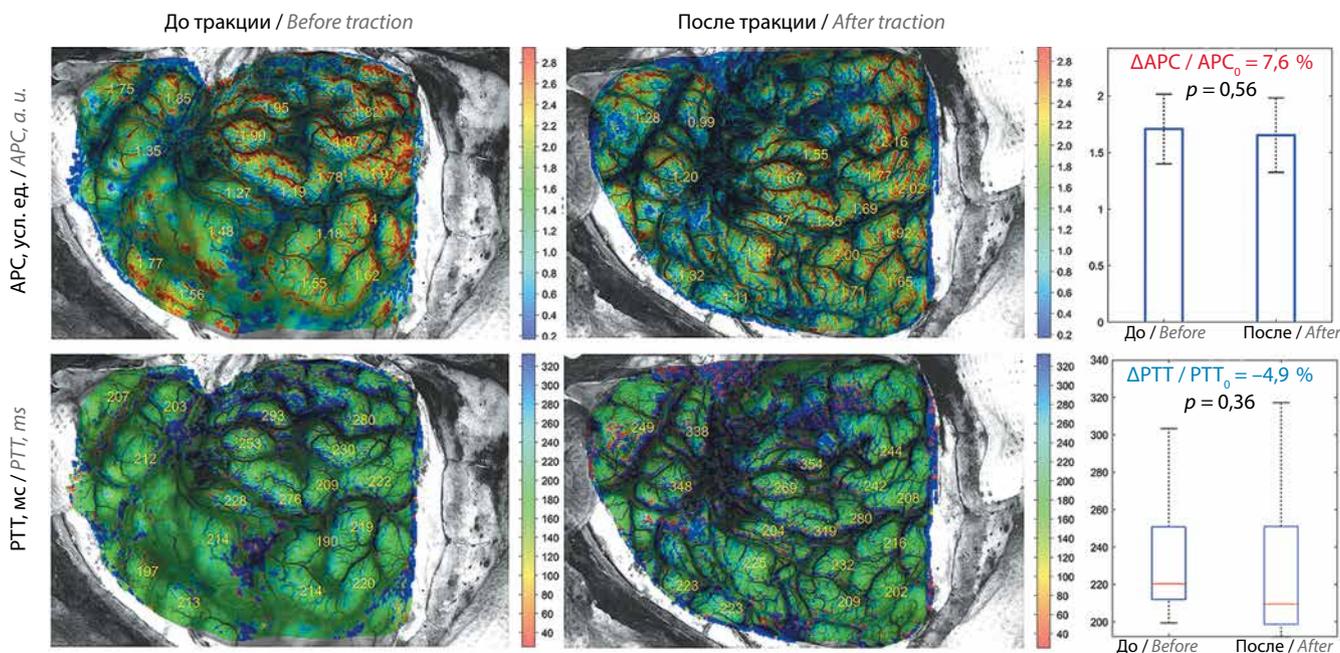


Рис. 6. Сравнение пространственных распределений параметров кортикального кровотока при тракции лобной доли головного мозга

Fig. 6. Comparison of spatial distributions of cortical blood flow parameters before and after frontal lobe traction

временного пережатия крупных сосудов. Такая трактовка применима для объяснения изменений параметров ВФПГ у пациентов 2 и 3, у которых для выделения шейки аневризмы передней соединительной артерии применяли временное пережатие А1-сегментов передней мозговой артерии с 2 сторон. Это могло привести к формированию временной ишемии лобных долей и компенсаторной гиперперфузии после

восстановления кровотока, что и было зарегистрировано при оценке изменений АРС и/или РТТ с помощью ВФПГ. По данным КТ, выполненной сразу после операции и на 6-е сутки, не выявлено формирования очагов ишемии, за исключением посттравматических изменений базальных отделов лобных долей.

У пациента 5 (аневризма М1–М2-сегментов СМА) по данным послеоперационной КТ головного мозга было обнаружено появление зоны ишемии передних отделов височной доли (рис. 7). Однако по результатам ВФПГ (рис. 8) при сравнении всей области исследования в целом значимого изменения параметров перфузии у этого пациента не выявлено. Стоит отметить, что при оценке динамики ФПГ-показателей отдельно в височной и лобной долях было определено существенное уменьшение РТТ только в лобной доле, тогда как АРС по отдельным долям значимо не изменялась.

В данном случае аневризма располагалась на развилке СМА, поэтому при ее выделении и клипировании выполняли временное пережатие М1-сегмента СМА, который отвечает за кровоснабжение нижних отделов лобной доли, где было отмечено значимое снижение РТТ. При этом в ходе резекции купола аневризмы передние отделы височной доли, где и была в дальнейшем показана ишемия по результатам КТ, оказались механически травмированными, и выполнение измерений перфузии с помощью ВФПГ в них было невозможным (см. рис. 7, 8).

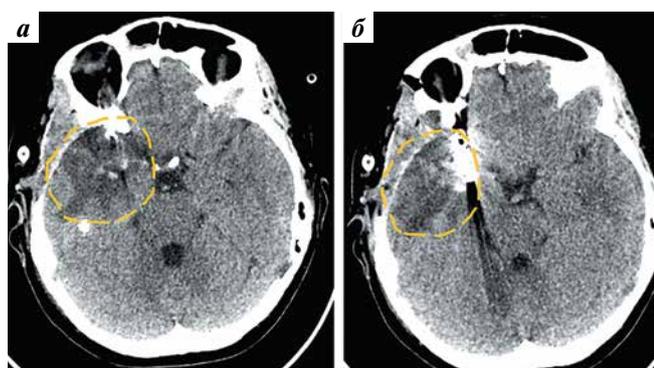


Рис. 7. Компьютерная томография головного мозга пациента 5 после клипирования аневризмы М1–М2-сегментов правой средней мозговой артерии. Зона ишемии передних отделов правой височной доли отмечена оранжевой штриховой линией

Fig. 7. Computed tomography of the brain of patient 5 after clipping of the M1–M2 segments aneurysm of the right middle cerebral artery. The zone of ischemia of the anterior parts of the right temporal lobe is marked with an orange dashed line

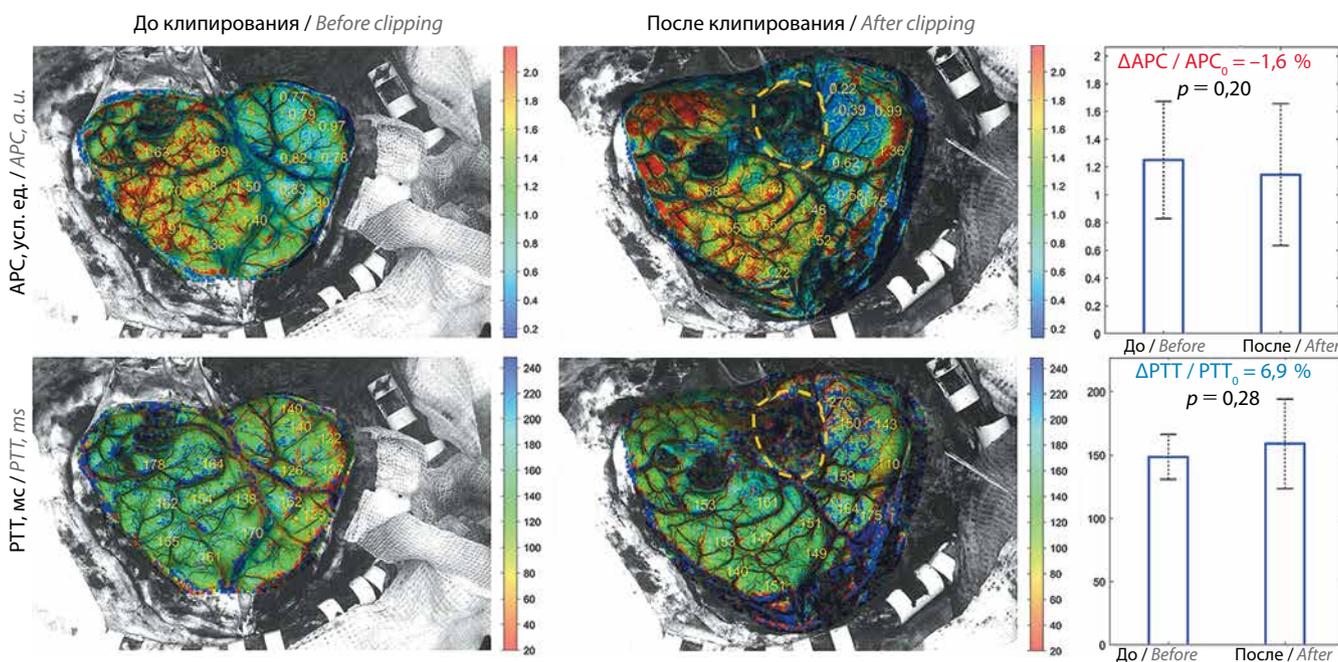


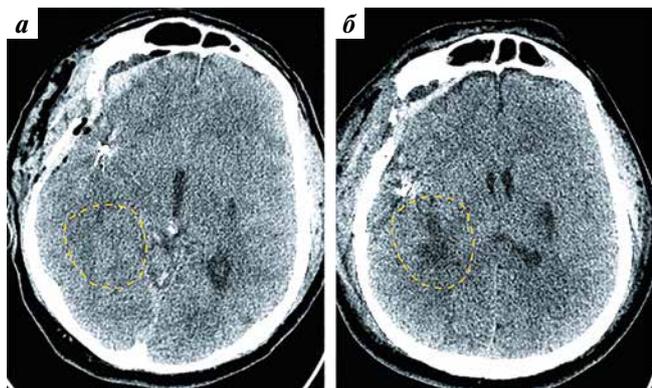
Рис. 8. Сравнение пространственных распределений параметров кортикального кровотока до и после клипирования аневризмы М1–М2-сегментов правой средней мозговой артерии у пациента 5. Зона поврежденной височной доли, в которой измерения с помощью визуализирующей фотоплетизмографии затруднены, отмечена оранжевой штриховой линией

Fig. 8. Comparison of spatial distributions of cortical blood flow parameters before and after clipping of the M1–M2 segments aneurysm of the right middle cerebral artery in patient 5. Damaged region of the temporal lobe, in which measurements using imaging photoplethysmography are difficult, is marked with an orange dashed line

Объяснить изменения параметров перфузии, измеряемых с помощью ВФПГ, в случаях пациентов 1, 4 и 6 с точки зрения последствий временного пережатия артерии сложнее. Из-за отсутствия пространственно-анатомических отношений между известным бассейном кровоснабжения пережимаемой артерии и областями исследования нет однозначной связи между зонами с повышенным кровотоком и местами наложения временных клипс. Однако во всех этих случаях на послеоперационных компьютерных томограммах отсутствуют зоны ишемии в исследуемых областях мозга.

Интересно, что у пациента 1 в зону измерения ВФПГ попали передние и средние отделы височной доли и частично лобная доля. Во время операции произошло вынужденное длительное временное пережатие гипертрофированного М3-сегмента СМА, на котором располагалась крупная фузиформная аневризма, требующая формирования шейки для клипирования. Кровоснабжение основной части височной доли при этом не страдало и КТ-признаков ишемических нарушений в ней сразу после операции не выявлено (рис. 9, а). Параметры перфузии, измеренные с помощью ВФПГ, в этом случае показали повышение кровенаполнения исследуемой зоны. Вместе с тем отсроченным результатом необходимого длительного пережатия М3-ветви оказалось формирование на 3-и сутки после операции зоны ишемии в височно-затылочной области, расположенной вне проекции трепанационного окна (рис. 9, б).

Интерпретация изменений параметров кровотока, регистрируемых при ВФПГ, весьма неоднозначна и основывается на методе получения самих величин



**Рис. 9.** Компьютерная томография головного мозга пациента 1: а – сразу после операции клипирования аневризмы М3-сегмента правой средней мозговой артерии: данных, указывающих на ишемические изменения, не выявлено; б – через 3 дня после операции: видно формирование зоны ишемии (отмечено желтой штриховой линией) глубоких отделов правой височной доли за пределами трепанационного окна

**Fig. 9.** Computed tomography of the brain of patient 1: а – immediately after the operation of clipping the M3 segment aneurysm of the right middle cerebral artery: no data for ischemic changes were found; б – three days after operation: the formation of an ischemic zone (marked with a yellow dashed line) of the deep sections of the right temporal lobe outside the trepanation window is visible

ФПГ-сигнала. АРС рассчитывается исходя из разницы поглощения света (максимального и минимального) в момент одной пульсовой волны. Считается, что чем она больше, тем значительнее колебания стенки артерии, что бывает при снижении ее тонуса, а значит, при увеличении диаметра, что создает условия для повышения объема протекающей через сосуд крови. Соответственно, рост индекса АРС может являться косвенным признаком вазодилатации и усиления кровотока.

Что касается РТГ, отражающего скорость распространения пульсового колебания по сосудистой стенке, – это интегративный показатель, зависящий как от работы сердца, так и от состояния магистральных сосудов и/или местной микроциркуляторной сети. Полученные нами данные позволяют спекулировать на тему того, что РТГ – даже более чувствительный маркер ишемически-реперфузионных изменений в анализируемом участке мозга, чем АРС. И если рост АРС мы механистически рассматриваем как косвенный признак вазодилатации и увеличения кровенаполнения ткани, то снижение РТГ может свидетельствовать об ускорении или «выравнивании и векторизации» кровотока вследствие как минимум перестройки локальной гемодинамики, например закрытия шунтов или изменений коллатерального кровоснабжения.

Таким образом, повышение АРС и/или снижение РТГ соответствуют классическому увеличению кровенаполнения исследуемой зоны – разумеется, при условии отсутствия изначального дефицита притекающей крови.

## ВЫВОДЫ

- С помощью ВФПГ можно интраоперационно оценивать изменения кровенаполнения коры головного мозга при хирургическом лечении аневризм церебральных артерий.
- Сравнение карт пространственного распределения исследуемых параметров перфузии до и после операции позволяет выявлять участки с повышением и понижением кровотока.
- Точность измерения ВФПГ-индексов зависит от степени смещения коры до и после основного этапа операции и выраженности ее кривизны: наиболее точные результаты исследования получаются на плоских поверхностях.
- Тракция мозга не приводит к статистически значимым изменениям параметров кровотока, регистрируемых при ВФПГ.
- Для успешного мониторинга кровотока с помощью ВФПГ необходима сохранная сеть капилляров на поверхности исследуемого участка ткани.
- Стандартные изменения сигналов ВФПГ, характерные для улучшения кровоснабжения исследуемого участка мозга, заключаются в повышении АРС и снижении РТГ; вероятно, это справедливо только при условии бездефицитного кровенаполнения и сохранной ауторегуляции сосудистого тонуса.

## ЛИТЕРАТУРА / REFERENCES

- Fredrickson V.L., Russin J.J., Strickland B.A. et al. Intraoperative imaging for vascular lesions. *Neurosurg Clin N Am* 2017;28(4):603–13. DOI: 10.1016/j.nec.2017.05.011
- Kakucs C., Florian I.A., Ungureanu G., Florian I.S. Fluorescein angiography in intracranial aneurysm surgery: a helpful method to evaluate the security of clipping and observe blood flow. *World Neurosurg* 2017;105:406–11. DOI: 10.1016/j.wneu.2017.05.172
- Kazmi S.M.S., Richards L.M., Schrandt C.J. et al. Expanding applications, accuracy, and interpretation of laser speckle contrast imaging of cerebral blood flow. *J Cereb Blood Flow Metab* 2015;35:1076–84. DOI: 10.1038/jcbfm.2015.84
- Shapey J., Xie Y., Nabavi E. et al. Intraoperative multispectral and hyperspectral label-free imaging: a systematic review of *in vivo* clinical studies. *J Biophotonics* 2019;12(9):e201800455. DOI: 10.1002/jbio.201800455
- Mamontov O.V., Shcherbinin A.V., Romashko R.V., Kamshilin A.A. Intraoperative imaging of cortical blood flow by camera-based photoplethysmography at green light. *Appl Sci* 2020;10(18):6192. DOI: 10.3390/app10186192
- Volynsky M.A., Mamontov O.V., Osipchuk A.V. et al. Study of cerebrovascular reactivity to hypercapnia by imaging photoplethysmography to develop a method for intraoperative assessment of the brain functional reserve. *Biomed Opt Express* 2022;13(1):184–96. DOI: 10.1364/BOE.443477
- Sokolov A.Y., Volynsky M.A., Zaytsev V.V. et al. Advantages of imaging photoplethysmography for migraine modeling: new optical markers of trigemino-vascular activation in rats. *J Headache Pain* 2021;22(1):18. DOI: 10.1186/s10194-021-01226-6
- Mamontov O.V., Sokolov A.Y., Volynsky M.A. et al. Animal model of assessing cerebrovascular functional reserve by imaging photoplethysmography. *Sci Rep* 2020;10(1):19008. DOI: 10.1038/s41598-020-75824-w
- Sokolov A.Y., Volynsky M.A., Potapenko A.V. et al. Duality in response of intracranial vessels to nitroglycerin revealed in rats by imaging photoplethysmography. *Sci Rep* 2023;13:11928. DOI: 10.1038/s41598-023-39171-w
- Lyubashina O.A., Mamontov O.V., Volynsky M.A. et al. Contactless assessment of cerebral autoregulation by photoplethysmographic imaging at green illumination. *Front Neurosci* 2019;13:1235. DOI: 10.3389/fnins.2019.01235
- Hertzman A.B., Spealman C.R. Observations on the finger volume pulse recorded photoelectrically. *Am J Physiol* 1937;119:334–5. DOI: 10.1152/ajplegacy.1937.119.2.257
- Reisner A., Shaltis P.A., McCombie D., Asada H.H. Utility of the photoplethysmogram in circulatory monitoring. *Anesthesiology* 2008;108(5):950–8. DOI: 10.1097/ALN.0b013e31816c89e1
- Hertzman A.B. The blood supply of various skin areas as estimated by the photoelectric plethysmograph. *Am J Physiol* 1938;124:328–40. DOI: 10.1152/ajplegacy.1938.124.2.328
- Nieveen J., Reichert W.J., van der Slikke L.B. Photoelectric plethysmography using reflected light. *Cardiologia (Basel)* 1956;29(3):160–73. DOI: 10.1159/000165601
- Roberts V.C. Photoplethysmography-fundamental aspects of the optical properties of blood in motion. *Trans Inst Meas Control* 1982;4:101–6. DOI: 10.1177/014233128200400205
- Verkruysse W., Svaasand L.O., Nelson J.S. Remote plethysmographic imaging using ambient light. *Opt Express* 2008;16(26):21434–45. DOI: 10.1364/OE.16.021434
- Maeda Y., Sekine M., Tamura T. The advantages of wearable green reflected photoplethysmography. *J Med Syst* 2011;35(5):829–50. DOI: 10.1007/s10916-010-9506-z
- Kamshilin A.A., Miridonov S., Teplov V. et al. Photoplethysmographic imaging of high spatial resolution. *Biomed Opt Express* 2011;2(4):996–1006. DOI: 10.1364/BOE.2.000996
- Fallow B.A., Tarumi T., Tanaka H. Influence of skin type and wavelength on light wave reflectance. *J Clin Monit Comput* 2013;27:313–7. DOI: 10.1007/s10877-013-9436-7
- Anderson R.R., Parrish J.A. The optics of human skin. *J Invest Dermatol* 1981;77(1):13–9. DOI: 10.1111/1523-1747.ep12479191
- Bashkatov A.N., Genina E.A., Kochubey V.I., Tuchin V.V. Optical properties of human skin, subcutaneous and mucous tissues in the wavelength range from 400 to 2000 nm. *J Phys D Appl Phys* 2005;38(15):2543–55. DOI: 10.1088/0022-3727/38/15/004
- Kamshilin A.A., Nippolainen E., Sidorov I.S. et al. A new look at the essence of the imaging photoplethysmography. *Sci Rep* 2015;5:10494. DOI: 10.1038/srep10494
- Kamshilin A.A., Krasnikova T.V., Volynsky M.A. et al. Alterations of blood pulsations parameters in carotid basin due to body position change. *Sci Rep* 2018;8(1):13663. DOI: 10.1038/s41598-018-32036-7
- Kamshilin A.A., Mamontov O.V. Imaging photoplethysmography and its applications. In: *Photoplethysmography. Technology, signal analysis and applications*. Ed. by J. Allen, P.A. Kyriacou. Academic Press, 2022. Pp. 439–468. DOI: 10.1016/B978-0-12-823374-0.00014-1
- Sidorov I.S., Volynsky M.A., Kamshilin A.A. Influence of polarization filtration on the information readout from pulsating blood vessels. *Biomed Opt Express* 2016;7(7):2469–74. DOI: 10.1364/BOE.7.002469
- Kashchenko V.A., Zaytsev V.V., Ratnikov V.A., Kamshilin A.A. Intraoperative visualization and quantitative assessment of tissue perfusion by imaging photoplethysmography: comparison with ICG fluorescence angiography. *Biomed Opt Express* 2022;13(7):3954–66. DOI: 10.1364/BOE.462694
- Kearney J.K., Thompson W.B., Boley D.L. Optical flow estimation: an error analysis of gradient-based methods with local optimization. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell* 1987;9(2):229–44. DOI: 10.1109/TPAMI.1987.4767897
- Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiol Meas* 2007;28:R1–R39. DOI: 10.1088/0967-3334/28/3/R01
- Lima A.P., Beelen P., Bakker J. Use of a peripheral perfusion index derived from the pulse oximetry signal as a noninvasive indicator of perfusion. *Crit Care Med* 2002;30:1210–3. DOI: 10.1097/00003246-200206000-00006
- Zaramella P., Freato F., Quaresima V. et al. Foot pulse oximeter perfusion index correlates with calf muscle perfusion measured by near-infrared spectroscopy in healthy neonates. *J Perinatol* 2005;25:417–22. DOI: 10.1038/sj.jp.7211328

**Вклад авторов**

А.В. Щербинин: разработка дизайна исследования, сбор и анализ данных, написание текста статьи;  
В.В. Зайцев, Э.А. Нипполайнен: сбор и анализ данных;  
А.Ю. Соколов: анализ результатов исследования, написание текста статьи;  
А.А. Камшилин: разработка дизайна исследования, анализ результатов, написание текста статьи.

**Authors' contribution**

A.V. Shcherbinin: research design development, data collection and analysis, article writing;  
V.V. Zaytsev, E.A. Nippolainen: data collection and analysis;  
A.Yu. Sokolov: analysis of results, article writing;  
A.A. Kamshilin: research design development, analysis of results, article writing.

**ORCID авторов / ORCID of authors**

А.В. Щербинин / A.V. Shcherbinin: <https://orcid.org/0000-0003-1870-1270>  
В.В. Зайцев / V.V. Zaytsev: <https://orcid.org/0000-0003-3366-8376>  
Э.А. Нипполайнен / E.A. Nippolainen: <https://orcid.org/0000-0002-1317-2683>  
А.Ю. Соколов / A.Yu. Sokolov: <https://orcid.org/0000-0002-6141-486X>  
А.А. Камшилин / A.A. Kamshilin: <https://orcid.org/0000-0003-2506-9736>

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**Conflict of interest.** The authors declares no conflict of interests.

**Финансирование.** Работа выполнена при финансовой поддержке Российского научного фонда (грант № 21-15-00265) в части изготовления экспериментального оборудования, разработки программного обеспечения, обработки и анализа данных. Планирование исследований, подготовка пациентов и хирургические вмешательства проводились при финансовой поддержке ФМБА России (рег. № 122031500174-6).

**Funding.** The study was carried out with the financial support of the Russian Science Foundation (Grant No. 21-15-00265) in terms of the manufacture of the experimental equipment, software development, and data processing and analysis. Research planning, patient preparation, and surgical interventions were carried out with the financial support of the FMBA of Russia (project No. 122031500174-6).

**Соблюдение прав пациентов и правил биоэтики.** Работа выполнена в соответствии с этическими стандартами, представленными в Хельсинкской декларации 2013 г. Разрешение на проведение исследования было получено через Комитет по этике Северо-Западного окружного научно-клинического центра (решение № 4 от 27.03.2023). Все пациенты и/или их законные представители подписали добровольное информированное согласие на участие в исследовании.

**Compliance with patient rights and principles of bioethics.** The work was carried out in accordance with the ethical standards presented in the Helsinki Declaration of 2013. Permission to conduct the study was obtained through the Ethics Committee of the North-Western District Scientific and Clinical Center, decision No. 4 of 27.03.2023. All patients and/or their legal representatives provided voluntary informed consent in writing to participate in the study.