

УДК 616.1–073.53

DOI: [10.26102/2310-6018/2020.31.4.001](https://doi.org/10.26102/2310-6018/2020.31.4.001)

## Оценка механических свойств стенок кровеносных сосудов на основе использования эндоваскулярной оптической когерентной эластографии

С.В. Фролов, А.Ю. Потлов, Т.А. Фролова

ФГБОУ ВО «Тамбовский государственный технический университет»  
Тамбов, Российская Федерация

**Резюме:** По данным Всемирной организации здравоохранения церебральные аневризмы имеются у 3.2% взрослого населения планеты. Разрыв аневризмы часто приводит к смертельному исходу, что делает аневризму сосудов головного мозга одним из наиболее опасных патологических состояний. Широко применяемые в реальной клинической практике методы оценки вероятности разрыва церебральной аневризмы на основе анализа факторов риска, ее геометрии, индивидуализированного математического моделирования церебральной гемодинамики приводят к противоречивым результатам. Риск разрыва церебральной аневризмы можно оценить на основе инструментальных методов исследования по оценке биомеханических свойств стенок сосудов. Представлен способ определения модуля сдвига для стенки церебрального сосуда с аневризмой посредством компрессионной эластографии в интраваскулярной оптической когерентной томографии. Используя систему для интраваскулярной оптической когерентной томографии, последовательно получают структурные изображения исследуемого участка стенки кровеносного сосуда в течении нескольких кардиоциклов. В-сканы, соответствующие диастоле и стадии сдвиговой деформации между систолой и диастолой, выбирают из последовательности структурных изображений. Пульсовую волну считают единственным деформирующим воздействием. Площадь деформирующего воздействия считают равной всей площади сканирования. Строят профили обрабатываемых В-сканов по среднему усеченному уровню интенсивности интерференционного сигнала. Вышеуказанные профили разбивают на перекрывающиеся блоки. Сдвиговая деформация оценивается по проекции вектора среднего смещения на ось абсцисс. Величина сдвигового смещения рассчитывается как проекция вектора среднего смещения на ось абсцисс. Размеры деформированной области приравнивают к глубине когерентного зондирования. Величина модуля сдвига для исследуемого участка стенки кровеносного сосуда рассчитывается с использованием классической формулы и проверяется на основании известных величин модуля Юнга и коэффициента Пуассона. Предложенный метод может быть использован в реальной клинической практике, в частности нейрохирургических задачах выбора оптимальных подходов к лечению церебральных аневризм и технических средств для их реализации.

**Ключевые слова:** компрессионная эластография, внутрисосудистые применения, оптическая когерентная томография, зонд прямого обзора, высокоточное позиционирование, глубина когерентного зондирования, модуль сдвига, смещение, пульсовая волна, церебральная аневризма.

**Для цитирования:** Фролов С.В., Потлов А.Ю., Фролова Т.А. Оценка механических свойств стенок кровеносных сосудов на основе использования эндоваскулярной оптической когерентной эластографии. *Моделирование, оптимизация и информационные технологии*. 2020;8(4). Доступно по: <https://moitvvt.ru/ru/journal/pdf?id=837> DOI: 10.26102/2310-6018/2020.31.4.001

## High-precision evaluation of stress-related properties of blood vessel walls using intravascular optical coherence elastography with forward-view probe

S.V. Frolov, A.Y. Potlov, T.A. Frolova

*Tambov State Technical University,  
Tambov, Russia*

**Abstract:** According to the World Health Organization, 3.2% of the world's adult population has cerebral aneurysms. A ruptured aneurysm is often fatal, which makes cerebral aneurysm one of the most dangerous pathological conditions. Methods widely used in real clinical practice for assessing the probability of a cerebral aneurysm rupture based on the analysis of risk factors, its geometry, and individualized mathematical modeling of cerebral hemodynamics lead to contradictory results. The risk of cerebral aneurysm rupture can be estimated based on instrumental research methods to assess the biomechanical properties of the vessel walls. A method for evaluation of the shear modulus for the large blood vessel walls is described. Structural images of the investigated part of the blood vessel wall with aneurysm are sequentially obtained using intravascular optical coherence tomography system for at least several cardiocycles. B-scans correspondent to diastole and shear deformation stages between systole and diastole are taken for the evaluation from a sequence of structural images. The pulse wave is considered to be the only deforming stimulus. The surface area of the deforming force is considered to be equal to the scanning area of the IOCT system. B-scans' profiles are processed and plotted according to the average truncated level of the interference signal intensity. These profiles are divided into overlapping blocks. Shear deformation is estimated for overlapping blocks by the abscissa projection of the average displacement vector. The dimensions of the deformed region are to be equal to corresponding coherence probing depth. Shear modulus in the point of interest of the blood vessel wall is calculated using the classical formula and verified using known values of the Young's modulus and Poisson's ratio. The proposed method can be used in real clinical practice, in particular, in neurosurgical tasks of choosing optimal approaches to the treatment of cerebral aneurysms and technical means for their implementation.

**Keywords:** compression elastography, intravascular applications, optical coherence tomography, forward-view probe, high-precision positioning, coherence probing depth, shear modulus, displacement, pulse wave, cerebral aneurysm.

**For citation:** Frolov S.V., Potlov A.Y., Frolova T.A. High-precision evaluation of stress-related properties of blood vessel walls using intravascular optical coherence elastography with forward-view probe. . *Modeling, optimization and information technology*. 2020; 8(4). Available from: <https://moitvvt.ru/ru/journal/pdf?id=837> DOI: 10.26102/2310-6018/2020.31.4.001 (In Russ).

### Введение

По данным Всемирной организации здравоохранения церебральные аневризмы имеются у 3.2% взрослого населения планеты. Разрыв аневризмы (геморрагический инсульт) примерно в 60% случаев приводит к смертельному исходу, что делает аневризму сосудов головного мозга одним из наиболее опасных патологических состояний.

Печальная статистика объясняется существенными сложностями на всех этапах диагностики и терапии церебральных аневризм:

- чаще всего церебральные аневризмы не сопровождаются болевыми ощущениями или дискомфортом, что затрудняет диагностику этих патологий;
- однозначного критерия, достоверно определяющего вероятность разрыва аневризмы не существует. Известно лишь о факторах риска развития (нездоровое питание, недостаточная, либо излишне экстремальная физическая нагрузка, употребление алкоголя, табакокурение и т.п.) и разрыва (геометрические особенности аневризмы, механические свойства ее стенок, особенности работы сердечно-сосудистой системы пациента, сахарный диабет, вышеописанные факторы нездорового образа жизни и т.п.);
- имеющиеся методы терапии церебральных аневризм (клипирование, эмболизация, установка потоконаправляющего стента и т.п.) представляют собой

нейрохирургические вмешательства, сопровождающиеся существенными рисками осложнений даже при высокой квалификации медицинского персонала и использовании передовых достижений медицинской техники и фармацевтики;

- прогнозирование послеоперационного состояния пациента базируется не на однозначных критериях, а на совокупности факторов, полностью учесть которые не представляется возможным.

В связи с вышесказанным, разработка новых методов диагностики и терапии церебральных аневризм является актуальной. Оптимальным вариантом такого развития было бы формирование индивидуализированного подхода к оценке генеза аневризмы церебральных артерий, который, с одной стороны, позволил бы существенно повысить точность прогнозирования вероятности разрыва аневризмы, а с другой стороны не слишком сильно удлинял и усложнял бы процесс диагностики и лечения.

Широко применяемые в реальной клинической практике методы оценки риска разрыва аневризмы на основе анализа факторов риска и ее геометрии приводят к противоречивым результатам ввиду упрощенного подхода к решаемой проблеме. Предлагаемые научным сообществом методы оценки риска разрыва аневризмы на основе индивидуализированного математического моделирования церебральной гемодинамики почти всегда слишком сложны для клинических испытаний и тем более массового применения в реальной клинической практике.

Многодневное моделирование на рабочих станциях не укладывается в лечебный процесс, а суперкомпьютерные вычисления – в бюджет лечебного учреждения. Бесплатные или условно-бесплатные сторонние вычислительные мощности (суперкомпьютеры с открытым доступом) далеко не всегда доступны, т.к. имеют большие очереди на проведение вычислений.

Имеется потребность в создании новых методов и инструментальных средств, которые бы дополнили уже применяющийся анализ факторов риска и геометрии аневризмы быстрой, но информативной процедурой оценки состояния церебральных сосудов по их биомеханическим свойствам [1].

Авторские исследования [2-5] в области индивидуализированного высокоточного моделирования церебральной гемодинамики показали, что рост пристеночного напряжения сдвига является важнейшим фактором риска разрыва кровеносного сосуда.

Поскольку пристеночное напряжение сдвига, по сути, гемодинамический аналог модуля сдвига стенки кровеносного сосуда – разработка способа определения модуля сдвига для стенки церебрального сосуда с аневризмой посредством компрессионной эластографии [6,7] в интраваскулярной оптической когерентной томографии (ИОКТ) является логичным подходом к решению имеющейся научной задачи.

### **Материалы и методы**

Последовательность действий по вычислению величины модуля напряжения сдвига для исследуемого участка стенки кровеносного сосуда с использованием ИОКТ схематично показана на Рисунке 1.

Первым действием в составе представленного метода является получение управляющих параметров. В частности, уточняются глубина когерентного зондирования, площадь сканируемой области, пространственное разрешение получаемых В-сканов и прочие базовые характеристики используемой ИОКТ системы.

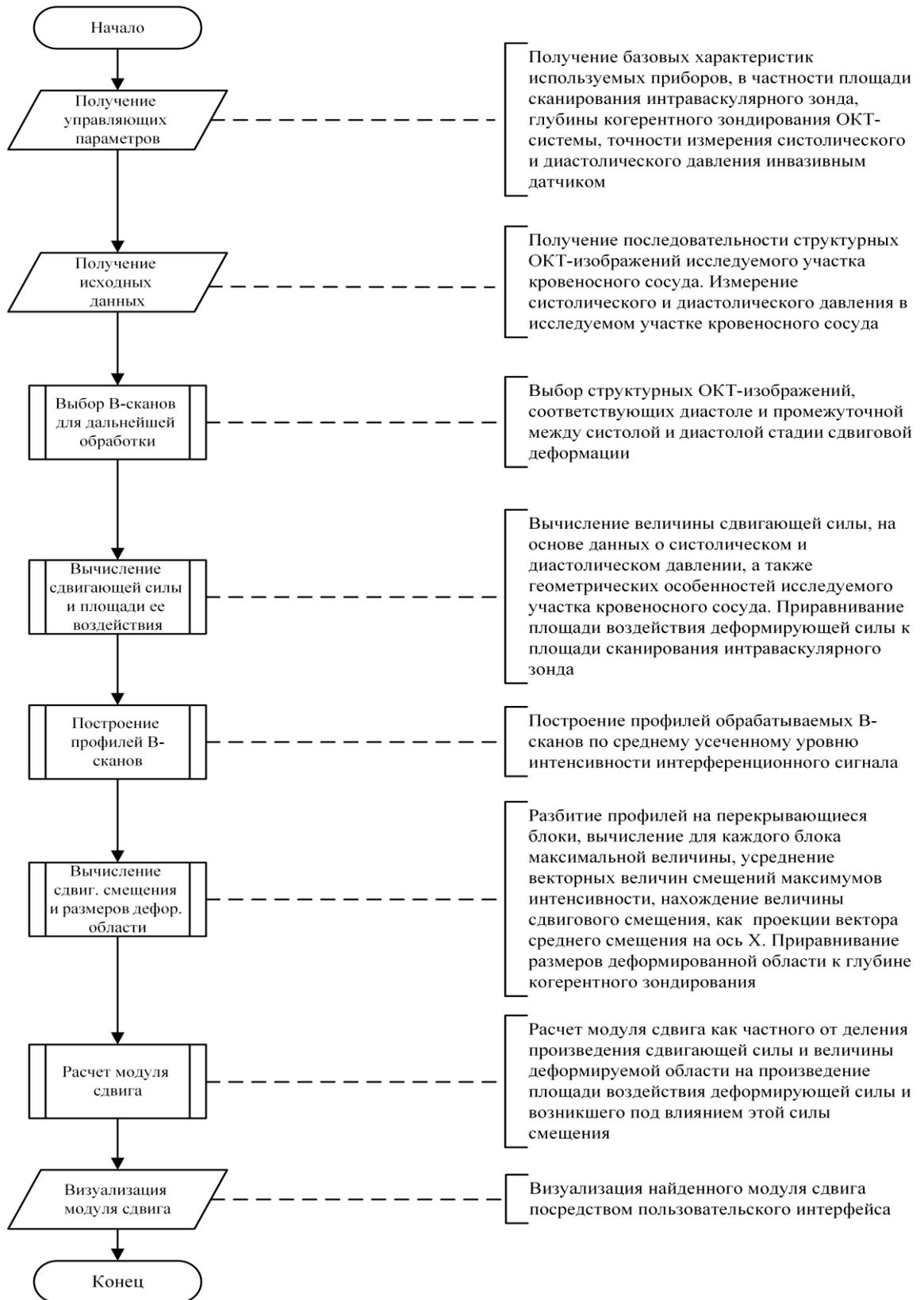


Рисунок 1 - Ключевые этапы алгоритма оценки модуля сдвига для стенки кровеносного сосуда или ее фантома

Figure 1 - Key steps of the algorithm for a blood vessel wall or its phantom shear modulus estimation

Также однозначно определяются погрешности при измерении систолического и диастолического давления инвазивным датчиком давления.

Подается управляющий сигнал для получения последовательности структурных ОКТ-изображений исследуемого участка кровеносного сосуда. Одновременно с этим производится измерение систолического и диастолического давления в том же участке кровеносного сосуда.

Выбор структурных ОКТ-изображений, соответствующих диастоле и промежуточной между систолой и диастолой стадии сдвиговой деформации из последовательности В-сканов [8] является следующим действием предложенного метода. Процедура выбора осуществляется автоматически, исходя из данных от инвазивного датчика давления и изменений интенсивности участков интерференционного сигнала [9], соответствующих интимае.

Строение стенки кровеносного сосуда в пределах небольших по площади сканируемых во многом является сходным. В связи с этим, дальнейшие действия заключаются в определении значений переменных, входящих в состав классической формулы для расчета модуля сдвига [10]:

$$G = \frac{\tau}{\gamma} = \frac{F_{sh}/S}{\Delta x/l}, \quad (1)$$

где  $\tau$  – касательное напряжение;  $\gamma$  – сдвиговая деформация;  $F_{sh}$  – сдвигающая сила;  $S$  – площадь приложения сдвигающей силы;  $\Delta x$  – смещение;  $l$  – продольный размер.

Величина сдвигающей силы,  $F_{sh}$ , рассчитывается на основе данных о систолическом и диастолическом давлении, а также геометрических особенностей исследуемого участка кровеносного сосуда. Упрощенно расчетную формулу можно записать следующим образом:

$$F_{sh} = n_{sh}(P_{sys} - P_{dias}), \quad (2)$$

где  $n_{sh}$  – коэффициент, характеризующий сдвиговую составляющую воздействия пульсовой волны на стенку кровеносного сосуда;  $P_{sys}$  и  $P_{dias}$  – систолическое и диастолическое давление в исследуемом участке кровеносного сосуда, соответственно. Деформирующей силой является пульсовая волна, площадь воздействия которой – это вся кровеносная система [12]. Однако, сдвиговая деформация во всех участках всех сосудов возникает не одновременно, а последовательно продвигается в направлении от сердца. Руководствуясь вышеуказанным, в пределах небольшого исследуемого участка площадь воздействия деформирующей силы,  $S$ , можно приравнять к площади сканирования интраваскулярного зонда,  $S_{scan}$ .

Построение профилей обрабатываемых В-сканов по среднему усеченному уровню интенсивности интерференционного сигнала осуществляется для вычисления возникших в исследуемом участке кровеносного сосуда смещений,  $\Delta x$ . Полученные профили структурных ИОКТ-изображений разбиваются на относительно небольшие перекрывающиеся блоки. Для каждого блока вычисляется максимальная величина. Найденные максимумы для всех блоков двух обрабатываемых В-сканов сопоставляются. Векторные величины смещений максимумов интенсивности интерференционного сигнала усредняются. Величина сдвигового смещения  $\Delta x$ , рассчитывается как проекция вектора среднего смещения на ось абсцисс.

Толщина церебрального кровеносного сосуда с аневризмой соизмерима с глубиной когерентного зондирования типичной ИОКТ-системы [12]. Поэтому продольный размер деформируемой области,  $l$ , упрощенно считается равным глубине когерентного зондирования,  $l_{coh}$ .

Таким образом, формула для расчета величины модуля сдвига (1) с учетом формулы (2) и вышеописанных рассуждений преобразуется к следующему виду:

$$G = \frac{n_{sh}(P_{sys} - P_{dias})l_{coh}}{S_{scan}\Delta x} \quad (3)$$

После выполнения расчетов по формуле (3) найденная величина модуля сдвига выводится пользователю. В случае необходимости производится сканирование следующего участка [13,14] исследуемого кровеносного сосуда с аналогичными вычислениями.

### Результаты и обсуждение

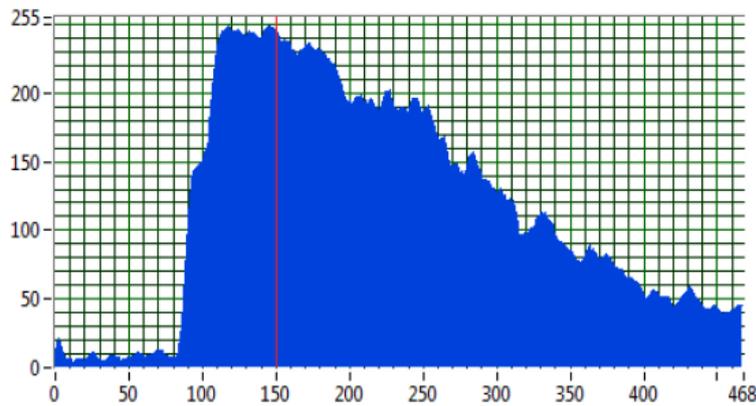
Описанный метод оценки величины модуля сдвига для исследуемого участка кровеносного сосуда на основе данных ИОКТ и инвазивного датчика давления был практически реализован в среде LabVIEW.

Рассмотрим ключевые отличительные особенности предложенного метода [15] и факторы, влияющие на безопасность и точность проводимых вычислений.

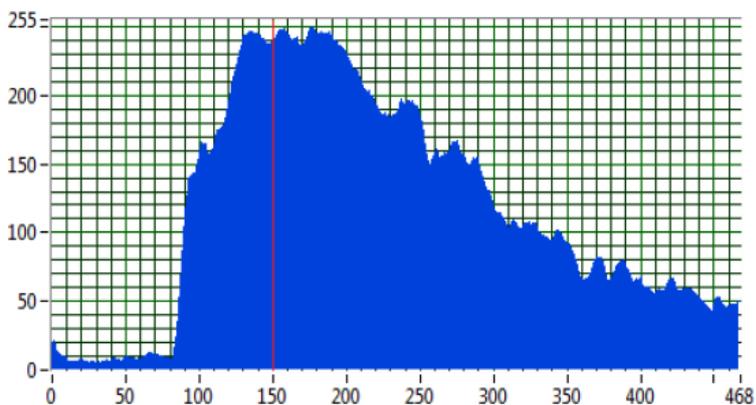
Главной отличительно особенностью предложенного метода является использование пульсовой волны в качестве деформирующего воздействия. Распространение пульсовой волны – это физиологичное явление для кровеносных сосудов, в отличие от деформирующих воздействий специальной миниатюрной платформы, кончика иглы, сфокусированного акустического излучения, лазерного импульса, миниатюрного нагревательного элемента и т.п. Выбор пульсовой волны в качестве деформирующего воздействия резко снижает риск повреждения исследуемого кровеносного сосуда.

Предлагаемый метод не требует дополнительных надрезов [16], поскольку нейрохирургические операции на церебральных сосудах с аневризмами и так являются инвазивными. Интраваскулярный зонд совмещенный с датчиком кровяного давления может быть введен через разрез в бедренной артерии сделанный, например, для проведения процедуры стентирования или эмболизации. Вычисленная величина модуля сдвига поможет медицинским работникам выбрать наиболее подходящий тип потоконаправляющего стента или микроспиралей, и тем самым позволит повысить эффективность лечебных воздействий [17].

Алгоритм, приведенный на Рисунке 1 не требует использования высокопроизводительных вычислений, т.к. выбор структурных ИОКТ-изображений для обработки производится с учетом актуальных данных о кровяном давлении в исследуемом сосуде. Наиболее ресурсоемкое действие по вычислению величины сдвиговой деформации представляет собой довольно простой, но эффективный анализ четырех одномерных массивов данных. Эти массивы соответствуют профилям ИОКТ-сканов в момент диастолы и в момент движения пульсовой волны по осям абсцисса и ордината. Причем, как показала серия экспериментов, наиболее информативными являются профили по оси ординат. Форма профилей для В-сканов показана на Рисунке 2а и Рисунке 2б, соответственно. Красная линия приведена для удобства визуального анализа.



(a)



(b)

*Рисунок 2 - Профили структурных изображений стенки фантома кровеносного сосуда, полученные посредством вычисления среднего усеченного уровня интенсивности интерференционного сигнала. а - профиль для момента систолы, б - профиль для переходной стадии.*

*Figure 2 - Profiles of structural images of the phantom of the blood vessel wall obtained after the calculation of discriminated mean value of the interference signal intensity. a – profile for the moment of systole , b – profile for the intermediate stage .*

Расчетная величина модуля сдвига для рассматриваемого примера (Рисунок 1, Рисунок 2) составила  $G_{method} = 0.39$  МПа. Для проверки корректности вычислений с использованием авторских методов также были оценены величины модуля Юнга и коэффициента Пуассона [8,12], которые соответственно, составили  $E_{avr} = 1.09$  МПа,  $\mu = 0.48$ . Поскольку в пределах небольших по площади участков строение и свойства стенки кровеносного сосуда являются сходными, в качестве математического соотношения для связи между основными механическими характеристиками исследуемого объекта можно использовать следующую формулу:

$$G = \frac{E}{2(1 + \mu)}. \quad (4)$$

Дополнительные расчеты (4) показали, что  $G_{theor} = 0.37$  МПа. Таким образом, относительное отклонение величины модуля сдвига, рассчитанное по предложенному

методу, от вычисленной на основе модуля Юнга и коэффициента Пуассона составило  $\varepsilon = 5.1$  %. Такой уровень погрешности является вполне приемлемым, если учесть, что независимая оценка величин модуля Юнга и коэффициента Пуассона является намного более сложной и длительной процедурой [15].

### Заключение

Был предложен оригинальный подход к оценке величины модуля сдвига для участка кровеносного сосуда или его фантома на основе анализа последовательности структурных ИОКТ-изображений.

Разработанный способ является высокоточной, но намного более быстрой альтернативой расчету пристеночного напряжения сдвига в стенке кровеносного сосуда по индивидуализированной математической модели церебральной гемодинамики [4,5].

Ключевые особенности предложенного метода:

- использование пульсовой волны в качестве деформирующего воздействия [12,14];
- выделение из последовательности В-сканов исследуемого участка кровеносного сосуда, тех, что соответствуют диастоле и моменту сдвиговой деформации;
- вычисление площади воздействия деформирующей силы, как площади сканирования интраваскулярного зонда [8];
- вычисление смещений в исследуемом участке кровеносного сосуда посредством анализа его профилей;
- упрощение, в соответствии с которым продольные размеры деформируемой области равны глубине когерентного зондирования;
- вычисление величины деформирующей силы на основе данных о систолическом и диастолическом давлении, а также о геометрии исследуемого сосуда.

Серия экспериментов показала, что погрешность предложенного метода расчета величины модуля сдвига составляет не более 7% относительно вычислений на основе модуля Юнга и коэффициента Пуассона [17].

Следует отметить, что, зная величины модуля сдвига, модуля Юнга и коэффициента Пуассона можно косвенно оценить продольные и поперечные волны, возникающие в исследуемом участке кровеносного сосуда.

Однако такие расчеты будут довольно приближительными из-за использования справочной величины средней плотности стенки кровеносного сосуда. В реальных клинических случаях эта величина может существенно варьировать, что отчасти и определяет ситуации, когда церебральная аневризма разрывается, а когда нет.

Предложенный метод может быть использован не только при проведении научных исследований, но и в реальной клинической практике, в частности нейрохирургических задачах выбора оптимальных подходов к лечению церебральных аневризм и технических средств для их реализации. Дальнейшее развитие предложенного метода будет заключаться в разработке его модификаций позволяющих осуществлять неразрушающую оценки с помощью ИОКТ атеросклеротических отложений на стенках церебрального сосуда с аневризмой.

## Благодарности

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского научного фонда (проект № 16-15-10327).

## ЛИТЕРАТУРА/ REFERENCES

1. Hepburn, M.S., Wijesinghe, P., Chin, L., Kennedy, B.F., "Analysis of spatial resolution in phase-sensitive compression optical coherence elastography," *Biomedical Optics Express*. 2019;10(3):1496–1513. Доступно по: <https://www.osapublishing.org/boe/fulltext.cfm?uri=boe-10-3-1496&id=406839> (дата обращения: 02.11.2020).
2. Sindeev S., Arnold P.G., Frolov S., Prothmann S., Liepsch D., Balasso A., Berg P., Kaczmarz S., Kirschke J.S. Phase-contrast MRI versus numerical simulation to quantify hemodynamical changes in cerebral aneurysms after flow diverter treatment. *PLoS ONE*. 2018;13(1), art.No. e0190696. Доступно по: <https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0190696> DOI: 10.1371/journal.pone.0190696 (дата обращения: 02.11.2020).
3. Frolov S.V., Sindeev S.V., Liepsch D., Balasso A. Experimental and CFD flow studies in an intracranial aneurysm model with Newtonian and non-Newtonian fluids. *Technology and Healthcare*. 2016;24(3):317-333. DOI: 10.3233/THC-161132.
4. Sindeev, S., Kirschke, J.S., Prothmann, S., Frolov, S., Liepsch, D., Berg, P., Zimmer, C., Friedrich, B. Evaluation of flow changes after telescopic stenting of a giant fusiform aneurysm of the vertebrobasilar junction. *Biomedical engineering online*. 2019;18(1):1-15. Art. No.82. Доступно по: <https://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12938-019-0699-1> DOI: 10.1186/s12938-019-0699-1 (дата обращения: 02.11.2020).
5. Frolov S.V., Sindeev S.V., Kirschke J.S., Arnold P., Prothmann S., Liepsch D., Balasso A., Potlov A., Larrabide I., Kaczmarz CFD and MRI studies of hemodynamic changes after flow diverter implantation in a patient-specific model of the cerebral artery. *Experiments in Fluids*. 2018;59(11), Art. No.176. Доступно по: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00348-018-2635-8?shared-article-renderer> DOI: 10.1007/s00348-018-2635-8 (дата обращения: 02.11.2020).
6. Larin, K.V., Sampson, D.D., "Optical coherence elastography – OCT at work in tissue biomechanics," *Biomedical Optics Express*. 2017;8(2):1172–1202. Доступно по: <https://www.osapublishing.org/boe/fulltext.cfm?uri=boe-8-2-1172&id=357746> (дата обращения: 02.11.2020).
7. Leartprapun, N., Iyer, R.R., Mackey, C.D., Adie, S.G., "Spatial localization of mechanical excitation affects spatial resolution, contrast, and contrast-to-noise ratio in acoustic radiation force optical coherence elastography," *Biomedical Optics Express*. 2019;10(11):5877–5904. Доступно по: <https://www.osapublishing.org/boe/fulltext.cfm?uri=boe-10-11-5877&id=422553> (дата обращения: 02.11.2020).
8. Frolov, S.V., Potlov A.Y., Frolova, T.A., Proskurin S.G., "Compression elastography and endoscopic optical coherence tomography for biomechanical properties evaluation of cerebral arteries walls with aneurysm and their phantoms," *AIP Conference Proceedings*. 2140, 020020 (2019). DOI: 10.1063/1.5121945.
9. Miyazawa, A., Makita, S., Li, E., Yamazaki, K., Kobayashi, M., Sakai, S., Yasuno, Y., "Polarization-sensitive optical coherence elastography," *Biomedical Optics Express*. 2019;10(10): 5162–5181. Доступно по: <https://www.osapublishing.org/boe/fulltext.cfm?uri=boe-10-10-5162&id=418863> (дата обращения: 02.11.2020).
10. Nguyen, T.M., Arnal, B., Song, S., Huang, Z. Wang, R.K., O'Donnell, M., "Shear wave elastography using amplitude-modulated acoustic radiation force and phase-sensitive optical coherence tomography," *Journal of Biomedical Optics*. 2015;20(1), 016001. Доступно по: <https://www.spiedigitallibrary.org/journals/journal-of-biomedical-optics/volume-20/issue-01/016001/Shear-wave-elastography-using-amplitude-modulated-acoustic-radiation-force-and/10.1117/1.JBO.20.1.016001.full?SSO=1> (дата обращения: 02.11.2020).

11. Wang, S, Larin, K.V., "Optical coherence elastography for tissue characterization: a review," *Journal of Biophotonics*. 2015;8(4):279–302. Доступно по: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/jbio.201400108> (дата обращения: 02.11.2020).
12. Frolov, S.V., Potlov, A.Yu., Sindeev, S.V., " Selection of flow-diverter stent models using optical coherence tomography and mathematical modeling of hemodynamics," *Biomedical Engineering*. 2017;51(6):381–384. DOI: 10.1007/s10527-018-9754-7.
13. Zaitsev, V.Y., Matveev, L.A., Matveyev, A.L., Sovetsky, A.A., Shabanov, D.V., Ksenofontov, S.Y., Gelikonov, G.V., Baum, O.I., Omelchenko, A.I., Yuzhakov, A.V., "Optimization of phase-resolved optical coherence elastography for highly-sensitive monitoring of slow-rate strains," *Laser Physics Letters*. 16(6), 065601 (2019). Доступно по: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1612-202X/ab183c> (дата обращения: 02.11.2020).
14. Potlov A.Yu., Frolov S.V., Proskurin S.G. Young's modulus evaluation for blood vessel equivalent phantoms using optical coherence elastography. *Saratov Fall Meeting 2018: Optical and Nano-Technologies for Biology and Medicine – Proceedings of SPIE*. 2019;11065, art. No. 110650X. DOI: 10.1117/12.2523237
15. Frolov, S.V., Potlov, A.Yu., "An Endoscopic Optical Coherence Tomography System with Improved Precision of Probe Positioning," *Biomedical Engineering*. 2019;53(1):6–10. DOI: doi.org/10.1007/s10527-019-09866-4.
16. Potlov A.Y., Frolov S.V., Proskurin S.G. An algorithm for speckle noise reduction in endoscopic optical coherence tomography structural imaging. *Saratov Fall Meeting 2018: Optical and Nano-Technologies for Biology and Medicine – Proceedings of SPIE*. 2019;11065, art. No. 110650W. DOI: 10.1117/12.2523236.
17. Zvietcovich, F., Ge, G.R., Mestre, H., Giannetto, M., Nedergaard, M., Rolland, J.P., Parker, K.J., "Longitudinal shear waves for elastic characterization of tissues in optical coherence elastography," *Biomedical Optics Express*. 2019;10(7):3699–3718. Доступно по: <https://www.osapublishing.org/boe/fulltext.cfm?uri=boe-10-7-3699&id=414934> DOI: 10.1364/BOE.10.003699 (дата обращения: 02.11.2020).

#### ИНФОРМАЦИЯ ОБ АВТОРАХ / INFORMATION ABOUT THE AUTHORS

**Фролов Сергей Владимирович**, д.т.н., профессор кафедры Биомедицинская техника, ФГБОУ ВО ТГТУ, Тамбов, Российская Федерация.  
*e-mail:* [sergej.frolov@gmail.com](mailto:sergej.frolov@gmail.com)

**Sergei V. Frolov**, PhD, Dsc, Professor Of The Department Of Biomedical Engineering, Tambov State Technical University, Tambov, Russian Federation.

**Потлов Антон Юрьевич**, к.т.н., доцент кафедры Биомедицинская техника, ФГБОУ ВО ТГТУ, Тамбов, Российская Федерация.  
*e-mail:* [zerner@yandex.ru](mailto:zerner@yandex.ru)

**Anton Y. Potlov**, Ph.D. In Technology Of The Department Of Biomedical Engineering, Tambov State Technical University, Tambov, Russian Federation.

**Фролова Татьяна Анатольевна**, к.т.н., доцент кафедры Биомедицинская техника, ФГБОУ ВО ТГТУ, Тамбов, Российская Федерация.  
*e-mail:* [frolova2000@gmail.com](mailto:frolova2000@gmail.com)

**Tatiana A. Frolova**, Ph.D. In Technology Of The Department Of Biomedical Engineering, Tambov State Technical University, Tambov, Russian Federation.