

Определение механических свойств фантомов стенок кровеносных сосудов с помощью эндоскопической оптической когерентной томографии

С. В. Фролов¹, А. Ю. Потлов²

Тамбовский государственный технический университет
¹sergej.frolov@gmail.com, ²zerner@yandex.ru

С. Г. Проскурин³, С. В. Синдеев⁴

Тамбовский государственный технический университет
³spros@tamb.ru, ⁴ssindeev@yandex.ru

Аннотация. Описан метод определения модуля Юнга и коэффициента Пуассона для биологических тканей, исследуемых посредством эндоскопической оптической когерентной томографии с зондом прямого обзора. Представлены примеры использования данного метода компрессионной эластографии для оценки состояния стенок кровеносных сосудов.

Ключевые слова: оптическая когерентная томография; эластография; фантомы стенок кровеносных сосудов; эндоскопия; зонд прямого обзора

I. ВВЕДЕНИЕ

Эндоскопическая оптическая когерентная томография (ОКТ), также как и традиционная ОКТ обладает микронным пространственным разрешением и высокой скоростью получения структурных изображений. Однако эндоскопической зонд длиной до нескольких метров и толщиной всего несколько миллиметров существенно расширяет области возможно применения данного метода медицинской визуализации [1–4].

Известно несколько направлений применения ОКТ для оценки состояния сердечно-сосудистой системы [2–6]: диагностика атеросклеротических поражений стенок кровеносных сосудов, контроль над процедурой ротационной атерэктомии (очищение стенок сосудов от атеросклеротических отложений), оценка правильности установки стента, оценка механических свойств стенок кровеносных сосудов. Во всех этих случаях плечо образца ОКТ-системы является сменным и выполнено в виде эндоскопического зонда.

Применение эндоскопической ОКТ для диагностики атеросклеротических поражений стенок кровеносных сосудов позволяет дифференцировать многие особенности атеросклеротических бляшек, в частности выделить жировые составляющие, кальций, кристаллы холестерина, скопления макрофагов, тромбы и т.п. Иными словами, эндоскопическая ОКТ позволяет различать типы атеросклеротических бляшек, что важно для корректной постановки диагноза и назначения последующего лечения [2, 5–8].

Использование эндоскопической ОКТ для контроля над процедурой ротационной атерэктомии стало возможным благодаря объединению ОКТ-зонда и режущего лезвия в одном катетере [1–3]. Такая технология позволяет визуализировать стенки сосудов во время процедуры удаления атеросклеротических бляшек, предоставив тем самым врачу дополнительную информацию, необходимую для удобства очищения стенок сосудов от наростов и отложений. Такой подход существенно снижает вероятность случайных повреждений стенок сосудов в процессе атерэктомии.

Оценка правильности установки стента методом эндоскопической ОКТ включает в себя получение серии структурных изображений для различных участков артерии и стента в ней [1, 4, 6–7]. Такой подход позволяет сделать вывод (постфактум) об эффективности операции по установке стента в пораженный сосуд и используется вместо ангиографии или как дополняющий ее метод.

Помимо вышесказанного, эндоскопическая ОКТ является одним из перспективных методов получения сведений о механических свойствах стенок сосудов. Анализ структурных ОКТ-изображений до и после деформирующего воздействия позволяет оценить даже незначительные деформации, возникшие в исследуемом биообъекте. Зная эти деформации, а также величину деформирующей силы и площадь ее воздействия можно оценить модуль Юнга и коэффициент Пуассона для исследуемого биообъекта. Такая технология получила название оптической когерентной эластографии или компрессионной (воздействие, как правило, является динамическим) эластографии в ОКТ [2–6].

Целью данной работы является повышение эффективности и безопасности оценки механических свойств стенок кровеносных сосудов [9, 10] за счет использования пульсовой волны в качестве деформирующего воздействия и анализа структурных ОКТ-изображений до и после деформирующего воздействия с использованием контрольных точек для множества выпуклых оболочек.

II. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Предлагаемый метод определения механических свойств стенок кровеносных сосудов заключается в нижеследующем.

С помощью зонда прямого обзора системы эндоскопической ОКТ получают структурные ОКТ-изображения стенки исследуемого относительно крупного кровеносного сосуда в моменты систолы и диастолы. Полученные структурные изображения для удаления шумов подвергают фильтрации во временной и в частотной областях [9, 10]. Далее определяют смещения светлых и темных областей на очищенном от шумов структурном изображении деформированного исследуемого кровеносного сосуда относительно его исходного состояния (т.е. очищенного от шумов ОКТ-изображения в момент диастолы). Смещения ниже порогового уровня и смещения на границах изображения удаляются. Для оставшихся областей смещений формируются выпуклые оболочки, для которых в свою очередь находятся и попарно группируются контрольные точки. Возникшие в исследуемом кровеносном сосуде при воздействии пульсовой волны деформации оцениваются как векторы смещений для каждой из пар контрольных точек [9].

Модуль Юнга, E , рассчитывается следующим образом:

$$E = \frac{F \cdot l}{S \cdot \Delta l},$$

где F – нормальная составляющая деформирующей силы, S – площадь поверхности, на которую воздействует деформирующая сила, l – продольные размеры деформируемой области, Δl – продольные смещения внутренних структур исследуемого кровеносного сосуда.

Поскольку систолическое P_{SYS} и диастолическое P_{DIA} давление представляют собой физические величины, равные силам, с которыми кровь действует на единицу площади стенки этого кровеносного сосуда перпендикулярно ей в моменты систолы и диастолы, нормальную составляющую деформирующей силы можно приближенно можно вычислить, как $F = P_{SYS} - P_{DIA}$.

Отметим, что для повышения точности расчетов возможен вариант нахождения F по математической модели общей или локальной гемодинамики.

В связи с тем, что в качестве деформирующего воздействия используется пульсовая волна, площадь ее воздействия S считается равной всей площади сканирования эндоскопической ОКТ-системы [9].

Продольные смещения внутренних структур исследуемого кровеносного сосуда Δl , вычисляются, как проекции векторов смещений для каждой пары контрольных точек на ось ординат. Продольные размеры деформируемой области l находятся как результат объединения этих проекций.

Коэффициент Пуассона, μ , вычисляется по следующей формуле:

$$\mu = \left| \frac{\Delta d \cdot l}{d \cdot \Delta l} \right|,$$

где Δd – поперечные смещения внутренних структур исследуемого кровеносного сосуда, d – поперечные размеры деформируемой области [9].

Параметр Δd вычисляется по аналогии с Δl , с той лишь разницей, что для каждой пары контрольных точек находятся проекции векторов смещений не на ось ординат, а на ось абсцисс. Поперечные размеры деформируемой области d вычисляются по аналогии с l , как результат объединения проекций (в данном случае на ось абсцисс).

III. РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

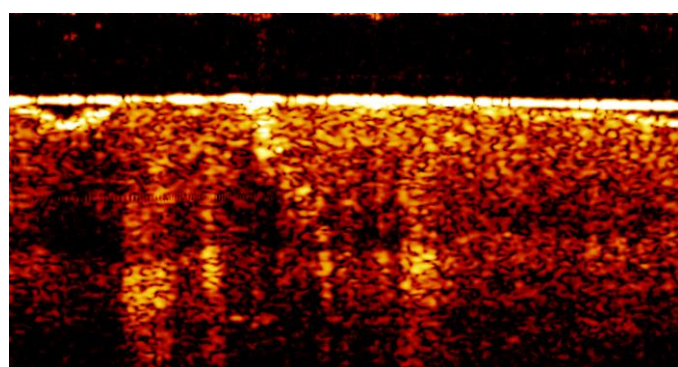
Для оценки работоспособности предложенного метода была проведена серия экспериментов с фантомами мягких биологических тканей [9, 12–14]. Матрикс каждого фантома изготавливался из прозрачной эпоксидной смолы. Для придания фантому поглощающих и рассеивающих свойств биологических тканей соответственно использовались микрочастицы [12–15] китайской черной туши и диоксида титана. Механические свойства моделировались за счет использования двухкомпонентного силикона с различным процентным содержанием кремния. Фантомы отличались друг от друга формой, а также оптическими и механическими свойствами [9, 12–14]: фантомы со случайно-неоднородным строением, фантомы с четко выраженной неоднородностью, трехслойные фантомы, фантомы с бифуркациями и т.п.

Для получения структурных ОКТ-изображений использован оптический волоконный интерферометр с электро-оптическим пьезо-волоконным сканированием по глубине «ОКТ 1300-Е» («Биомедтех», Нижний Новгород). На рис. 1. показаны структурные ОКТ-изображения внутреннего строения случайно-неоднородного фантома стенки кровеносного сосуда до (а) и после (б) деформирующего воздействия. Размеры изображений $2,2 \times 1,1$ мм, пространственное разрешение порядка 15 мкм.

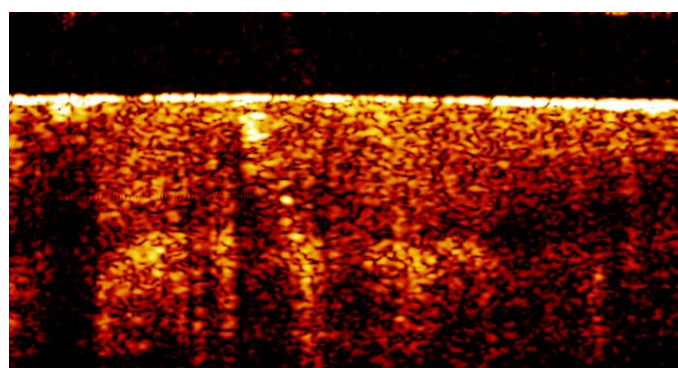
Ключевые этапы обработки полученных структурных ОКТ-изображений (рис. 1) представлены на рис. 2 и рис. 3. Этапы морфологической обработки картограммы смещений и формирования выпуклой оболочки для большей наглядности показаны на примере смещений только светлых областей (рис. 2) ОКТ-изображения деформированного фантома относительно ОКТ-изображения его исходного состояния. Суммарные смещения (рис. 3а) представляют собой результат комплексирования картограмм смещений светлых (рис. 2а) и темных областей ОКТ-изображений.

Для нахождения количественных значений смещений выпуклые оболочки картограмм смещений светлых (рис. 2в) и темных областей обрабатываются алгоритмом FAST (Features from Accelerated Segment Test). Результатом такой обработки являются контрольные пиксели (рис. 3б), группировка которых в пары посредством алгоритма SURF (Speeded Up Robust Features) позволяет оценивать деформации в исследуемом фантоме.

Серия экспериментов с фантомами кровеносных сосудов показала, что предложенный метод нахождения модуля Юнга и коэффициента Пуассона на основе структурных ОКТ-изображений обладает высокой достоверностью [9]. Найденные средние значения модуля Юнга и коэффициента Пуассона для различных фантомов стенок кровеносных сосудов составили: $E_{avr} = 0,992$ МПа, $\mu_{avr} = 0,482$, что в целом соответствует реальным клиническим данным [16–18]. Однако на использование предложенного метода есть ограничение. Диаметр исследуемого сосуда должен хотя бы в два раза превосходить диаметр сканирующей головки зонда прямого обзора эндоскопической ОКТ-системы.



(а)

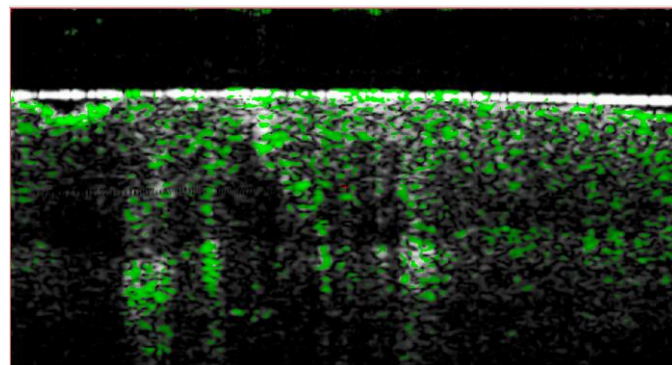


(б)

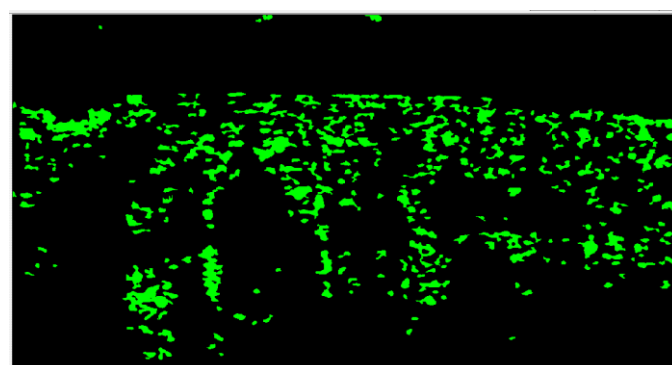
Рис. 1. Структурные ОКТ-изображения фантома мягкой биологической ткани до (а) и после (б) деформирующего воздействия

Вышесказанное означает, что предложенный метод подходит для диагностики относительно крупных сосудов (диаметром более 4 мм). Однако это ограничение нельзя назвать критическим [9], т.к. механические свойства

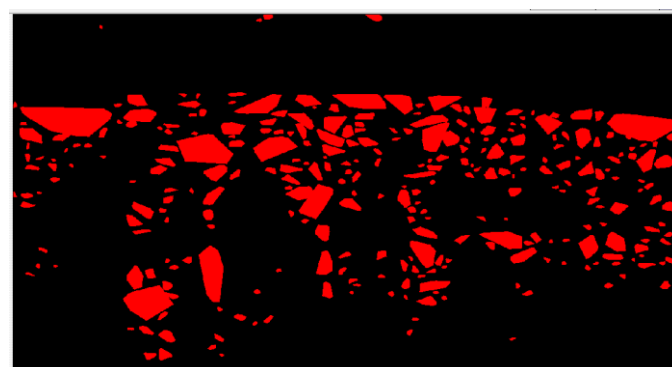
кровеносного сосуда целесообразно оценивать в случаях проведения каких-либо хирургических манипуляций, например, по установке потоконаправляющего стента (в миллиарные аневризмы обычно не устанавливается).



(а)

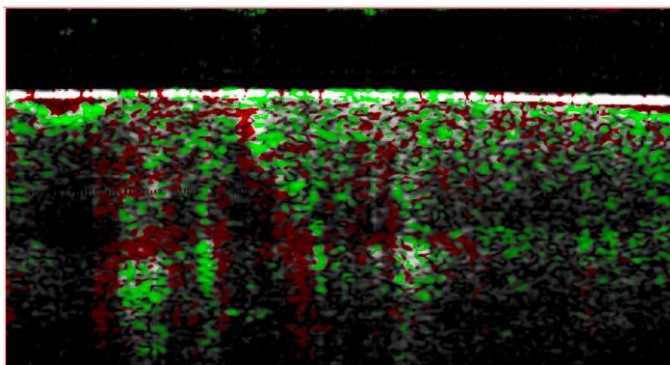


(б)

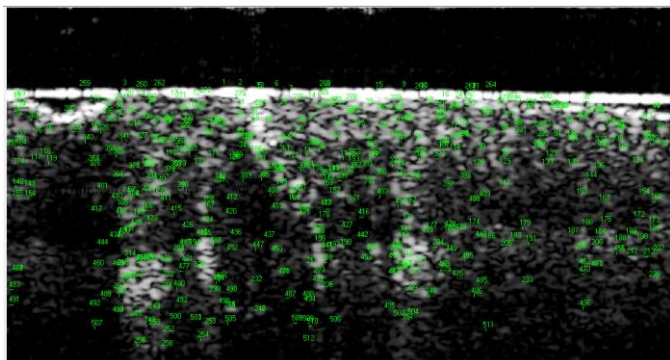


(в)

Рис. 2. Смещения светлых областей на ОКТ-изображениях фантома мягкой биологической ткани (а), те же смещения после порогового ограничения и удаления смещений на границах изображения (б), выпуклые оболочки (в)



(a)



(б)

Рис. 3. Суммарные смещения светлых и темных областей на ОКТ-изображениях фантома мягкой биологической ткани (а), контрольные точки (б), характеризующие суммарные смещения

IV. ВЫВОДЫ

Таким образом, в работе предлагаются оригинальные решения по повышению эффективности и безопасности оценки механических свойств кровеносных сосудов посредством компрессионной эластографии на основе эндоскопической ОКТ. Отличительными особенностями описанного метода оценки модуля Юнга и коэффициента Пуассона для стенки кровеносного сосуда являются использования пульсовой волны в качестве деформирующего воздействия и анализ структурных ОКТ-изображений до и после деформирующего воздействия с использованием контрольных точек для множества выпуклых оболочек. Серия экспериментов с фантомами кровеносных сосудов, показала хорошее соответствие, вычисляемых по предложенному методу значений механических свойств с реальными клиническими данными [15–18].

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

[1] Wang S., Larin K.V. Optical coherence elastography for tissue characterization: a review. *Journal of Biophotonics*, 2015, Vol. 8, Is. 4, pp. 279-302.

[2] Adie S.G., Liang X., Kennedy B.F., John R., Sampson D.D., Boppart S.A. Spectroscopic optical coherence elastography. *Optics Express*, 2010, Vol. 18, Is. 25, pp. 25519-25534.

[3] Gora M.J., Suter M.J., Tearney G.J., Li X. Endoscopic optical coherence tomography: technologies and clinical applications. *Biomedical Optics Express*, 2017, Vol. 8, Is. 5, pp. 2405-2444.

[4] Tsai T.-H., Potsaid B., Tao Y.K., Jayaraman V., Jiang J., Heim P.J.S., Kraus M.F., Zhou C., Hornegger J., Mashimo H., Cable A.E., Fujimoto J.G. Ultrahigh speed endoscopic optical coherence tomography using micromotor imaging catheter and VCSEL technology. *Biomedical Optics Express*, 2013, Vol. 4, Is. 7, pp. 1119-1132.

[5] Li X., Yin J., Hu C., Zhou Q., Shung K.K., Chen Z. High-resolution coregistered intravascular imaging with integrated ultrasound and optical coherence tomography probe. *Applied Physics Letters*, 2010, Vol. 97, Is. 13, No. 133702.

[6] Uribe-Patarroyo N., Bouma B.E. Rotational distortion correction in endoscopic optical coherence tomography based on speckle decorrelation. *Optics Letters*, 2015, Vol. 40, Is. 23, pp. 5518-5521.

[7] Liang S., Saidi A., Jing J., Liu G., Li J., Zhang J., Sun C., Narula J., Chen Z. Intravascular atherosclerotic imaging with combined fluorescence and optical coherence tomography probe based on a double-clad fiber combiner. *Journal of Biomedical Optics*, 2015, Vol. 17, Is. 7, No. 0705011.

[8] Tsai, T.-H., Fujimoto J.G., Mashimo H. Endoscopic optical coherence tomography for clinical gastroenterology. *Diagnostics (Basel)*, 2014, Vol. 4, Is. 2, pp. 57-93.

[9] 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*, 2018. Vol. 51, Is. 6, pp. 381-384.

[10] Potlov A.Yu., Frolov S.V., Proskurin S.G. An algorithm for improving the quality of structural images of turbid media in endoscopic optical coherence tomography. *Optical Technologies in Biophysics and Medicine XIX - Proceedings of SPIE*, 2018. Vol. 10716, No. 1071609.

[11] Lamouche G., Kennedy B.F., Kennedy K.M., Bisailon C.E., Curatolo A., Campbell G., Pazos V., Sampson D. Review of tissue simulating phantoms with controllable optical, mechanical and structural properties for use in optical coherence tomography. *Biomedical Optics Express*, 2012, Vol. 3, Is. 6, pp. 1381-1398.

[12] Pogue B.W., Patterson M.S. Review of tissue simulating phantoms for optical spectroscopy, imaging and dosimetry. *Journal of Biomedical Optics*, 2006, Vol. 11, Is. 4, No. 041102.

[13] Bashkatov A.N., Genina E.A., Tuchin V.V. Optical properties of skin, subcutaneous, and muscle tissues. *Journal of Innovative Optical Health Sciences*, 2011, Vol. 4, pp. 9-38.

[14] Frolov S.V., Potlov A.Yu., Petrov D.A., Proskurin S.G. Modelling of a structural image of a biological object obtained by means of optical coherent tomography using the Monte Carlo method based on the voxel geometry of a medium. *Quantum Electronics*, 2017, Vol. 47, Is. 4, pp. 347- 354.

[15] Khalil A.S., Chan R.C., Chau A.H., Bouma B.E., Mofrad M.R.K. Tissue elasticity estimation with optical coherence elastography: toward mechanical characterization of *in vivo* soft tissue. *Annals of Biomedical Engineering*, 2005, Vol. 33, pp. 1631-1639.

[16] Chan R.C., Chau A.H., Karl W.C., Nadkarni S., Khalil A.S., Iftimia N., Shishkov M., Tearney G.J., Kaazempur-Mofrad M.R., Bouma B.E. OCT-based arterial elastography: robust estimation exploiting tissue biomechanics. *Optics Express*, 2004, Vol. 12, pp. 4558-4572.

[17] Rogowska J., Patel N.A., Fujimoto J.G., Brezinski M.E. Optical coherence tomographic elastography technique for measuring deformation and strain of atherosclerotic tissues. *Heart*, 2004, Vol. 90, Is. 5, pp. 556-562.

[18] Lasheras J.C. The biomechanics of arterial aneurysms. *Annual Review of Fluid Mechanics*, 2007, Vol. 39, pp. 293-319.