

ОПТИЧЕСКАЯ КОГЕРЕНТНАЯ ЭЛАСТОГРАФИЯ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ЭКЗОГЕННЫХ И ЭНДОГЕННЫХ ДЕФОРМИРУЮЩИХ ВОЗДЕЙСТВИЙ

Потлов А.Ю.

Тамбовский государственный технический университет, Тамбов

Ключевые слова: оптическая когерентная томография, биомеханика, оптическая когерентная эластография, экзогенное деформирующее воздействие, эндогенное деформирующее воздействие, тканеимитирующий фантом, волоконно-оптический зонд.

Аннотация. Изложена методология оценки основных биомеханических свойств живых тканей посредством оптической когерентной эластографии без жесткой взаимной фиксации сканируемого объекта и сканирующего зонда. Ключевыми особенностями предложенного подхода являются: I) коррекция артефактов объемного движения; II) построение и оценка профиля деформирующего воздействия; III) развертывание фазы в пределах одного А-скана с учетом информации от всех соседних А-сканов; IV) использование адаптированных под задачи оптической когерентной эластографии классических расчетных формул теории сопротивления материалов.

OPTICAL COHERENCE ELASTOGRAPHY OF BIOLOGICAL TISSUE USING EXOGENOUS AND ENDOGENOUS DEFORMING EFFECTS

Potlov A.Yu.

Tambov State Technical University, Tambov

Keywords: optical coherence tomography, biomechanics, optical coherence elastography, exogenous deforming effect, endogenous deforming effect, tissue-mimicking phantom, fiber-optic probe.

Abstract. The methodology for evaluation of the main biomechanical properties of living tissues using optical coherence elastography without rigid mutual fixation of the object under study and the scanning probe was presented. The key features of the proposed approach are: I) correction of volumetric motion artifacts; II) formation and evaluation of the profile of the deforming effect; III) phase unwrapping within one A-scan taking into account information from all adjacent A-scans; IV) orientation towards use of classical calculation formulas of the theory of strength of materials adapted to the tasks of optical coherence elastography.

Оптическая когерентная эластография (ОКЭ) представляет собой весьма перспективный метод многомерной медицинской визуализации и неразрушающего контроля, который тем не менее относительно редко используется на практике [1, 2]. Одной из наиболее общих проблем ОКЭ является высокая чувствительность к объемным движениям исследуемого объекта, а также сканирующего зонда. Построение эластограмм в большинстве случаев требует высокоточной оценки фазовых смещений в интерференционном сигнале [2, 3], однако при пространственном разрешении в условные 5 микрон даже тремора руки пользователя достаточно, чтобы постоянно смещать зонд на десятки А-сканов (причем вышеуказанные смещения далеко не обязательно представляет собой плоскопараллельный перенос).

Целью авторских исследований является повышение практической ценности метода ОКЭ посредством разработки его версии робастной к объемным

движениям, но в тоже время обладающей высокой достоверностью получаемых эластограмм [3, 4].

Для достижения поставленной цели разработана совокупность методов и технических средств отличающаяся: а) коррекцией артефактов объемного движения посредством «пересборки» исходных данных на основе результатов сравнения последовательности В-сканов с использованием топологических скелетов; б) организацией системы сбора данных об актуальной величине деформирующего воздействия на основе гибких тонкопленочных матриц датчиков давления, окольцовывающих сканирующий зонд, организацией системы обработки данных об актуальной величине деформирующего воздействия на основе триангуляции и интерполяции с последующим представлением полученных результатов в виде динамически изменяющегося профиля деформирующего воздействия [3]; (в) развертыванием межкадровой разности фазы в пределах каждого А-скана с использованием априорной информации об областях протяженных фазовых разрывов на соответствующем В-скане, оцененных с помощью обобщенного преобразования Хафа; (г) переходом от расчетов на основе скорости распространения поверхностной волны в исследуемом объекте, очевидно зависящей от априорно неизвестной плотности этого объекта, к расчетам на основе классических формул биомеханики, адаптированных для нужд ОКЭ следующим образом:

$$E = \frac{F_{norm} \cdot l}{S_{IMP} \cdot \Delta l} = \begin{cases} = \frac{S_{IMP} \cdot P_{PRB} \cdot l}{S_{IMP} \cdot \Delta l} = \frac{P_{PRB} \cdot l}{\Delta l}, \text{ экзогенный случай} \\ = \frac{S_{IMP} \cdot \frac{v_{norm}}{|\vec{v}|} \cdot (P_{SYS} - P_{DIA}) \cdot l}{S_{IMP} \cdot \Delta l} = \frac{k_{norm} \cdot P_{PLS} \cdot l}{\Delta l}, \text{ эндогенный случай} \end{cases}$$

$$\gamma = \left| \frac{\Delta d \cdot l}{d \cdot \Delta l} \right|, \text{ справедлива в обоих случаях,}$$

$$G = \frac{F_{shear} \cdot l}{S_{IMP} \cdot \delta d} = \begin{cases} = \frac{S_{IMP} \cdot P_{PRB} \cdot l}{S_{IMP} \cdot \delta d} = \frac{P_{PRB} \cdot l}{\delta d}, \text{ экзогенный случай} \\ = \frac{S_{IMP} \cdot \frac{v_{shear}}{|\vec{v}|} \cdot (P_{SYS} - P_{DIA}) \cdot l}{S_{IMP} \cdot \delta d} = \frac{k_{shear} \cdot P_{PLS} \cdot l}{\delta d}, \text{ эндогенный случай,} \end{cases}$$

где E , γ и G – модуль Юнга, коэффициент Пуассона и модуль сдвига, соответственно; F_{norm} и F_{shear} – нормально и касательно направленные компоненты деформирующей силы; S_{IMP} – площадь деформирующего воздействия; l и d – соответственно, продольные и поперечные размеры деформируемой области; Δl , Δd и δd – продольные и поперечные (двунаправленные, а также однонаправленные) смещения для совокупности контрольных точек; P_{PRB} и P_{PLS} – величины эндогенного и экзогенного деформирующего воздействия; поскольку под эндогенным деформирующим воздействием в большинстве случаев подразумевается движение систолического объема крови, P_{SYS} и P_{DIA} – это

соответственно систолическое и диастолическое давление; v , v_{norm} , v_{shear} – скорость кровотока (в векторной форме), а также ее компоненты, направленные нормально и по касательной к поверхности стенки кровеносного сосуда; k_{norm} , k_{shear} – поправочные коэффициенты, ассоциированные с соответствующими (нормально и касательно направленными) компонентами вектора скорости кровотока.

Пример полученных структурных и функциональных ОКЭ-изображений показан на рисунках 1 и 2. Сканируемым объектом служил тканеимитирующий фантом из полупрозрачного силикона на платиновой основе [4]. Его оптические и механические свойства были подогнаны под усредненные значения аналогичных параметров для коллагенсодержащих живых тканей [3]. Затраты машинного времени на получения изображений по рисункам 1 и 2 соответствуют удобному для конечного пользователя диалоговому режиму работы.

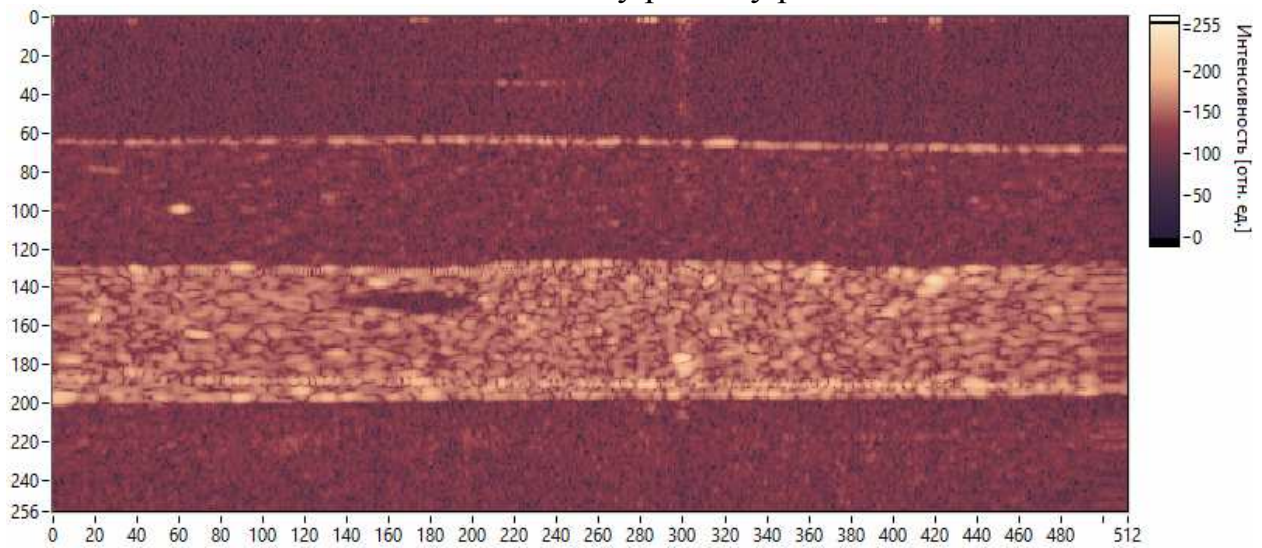


Рис. 1. Структурное изображение тканеимитирующего фантома, полученное в соответствии с предложенной методологией

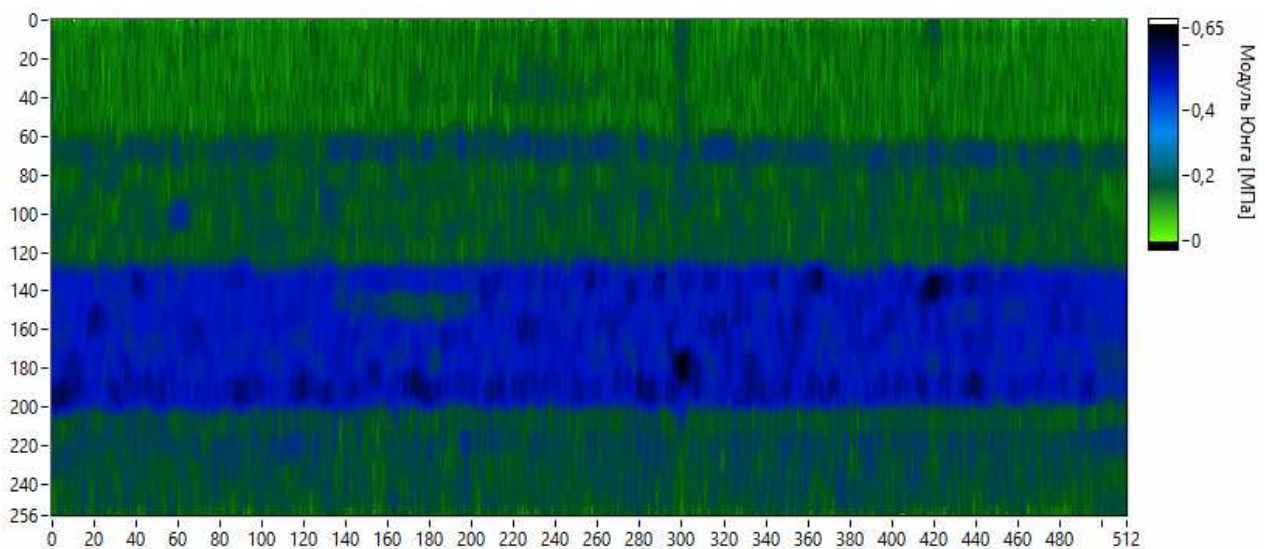


Рис. 2. Функциональное изображение (эластограмма по модулю Юнга) тканеимитирующего фантома, полученное в соответствии с предложенной методологией

В целом, разработанная методология наиболее эффективно позволяет оценивать механические свойства живых объектов в следующих диапазонах: величину модуля Юнга в диапазоне от 0,1 кПа до 8 МПа, величину коэффициента Пуассона в диапазоне от 0,1 до 0,9, величину модуля сдвига в диапазоне от 0,5 кПа до 3 МПа. Подобные характеристики полностью соответствуют мягким биологическим тканям человека. Предложенные подходы также по меньшей мере на 29% повышают достоверность оценки и последующего пространственного картирования биомеханических свойств в эндоскопической и интраваскулярной ОКЭ, при этом не требуя жесткой взаимной фиксации сканирующего зонда и сканируемого биообъекта.

Финансирование. Исследование выполнено при финансовой поддержке Совета по грантам Президента Российской Федерации (проект МК-231.2022.4).

Список литературы

1. Burhan S., Detrez N., Rewerts K., Strenge P., Buschschlüter S., Kren J., Hagel C., Bonsanto M.M., Brinkmann R., Huber R. Phase Unwrapping for MHz Optical Coherence Elastography and Application to Brain Tumor Tissue // *Biomedical Optics Express*. 2024, vol. 15, iss. 2, pp. 1038-1058.
2. Liu P., Groves R.M., Benedictus R. Optical Coherence Elastography for Measuring the Deformation within Glass Fiber Composite // *Applied Optics*. 2014, vol. 53, iss. 22, pp. 5070-5077.
3. Потлов А.Ю. Оценка профиля деформирующего воздействия на исследуемую сильно рассеивающую среду при оптической когерентной эластографии эндоскопическим зондом // *Автоматизированное проектирование в машиностроении*. – 2023. – №15. – С. 118-120.
4. Потлов А.Ю. Фрактальный подход к численному моделированию фотонного транспорта в биологических тканях на основе метода статистических испытаний Монте-Карло // *Моделирование, оптимизация и информационные технологии*. – 2024. – Т. 12, № 3. – URL: <https://moitvvt.ru/ru/journal/pdf?id=1648>.

Сведения об авторе:

Потлов Антон Юрьевич – к.т.н., доцент, доцент кафедры «Биомедицинская техника».