

Главная » Оптика атмосферы и океана » 2019 (25) » Труды

# XXV Международный Симпозиум “Оптика атмосферы и океана. Физика атмосферы”

30 июня - 5 июля 2019 года, Новосибирск



NOVOSIBIRSK 2019

ATMOSPHERIC and OCEAN OPTICS. ATMOSPHERIC PHYSICS

Труды

*Оптика атмосферы и океана. Физика атмосферы: Материалы XXV Международного симпозиума.*

Электронный ресурс

Томск: Издательство ИОА СО РАН.

ISBN 978-5-94458-176-1

© ИОА СО РАН им. В.Е. Зуева, 2019

## Содержание

1. [Пленарные доклады](#)
2. [Конференция А. Молекулярная спектроскопия и атмосферные радиационные процессы](#)
3. [Конференция В. Распространение излучения в атмосфере и океане](#)
4. [Конференция С. Исследование атмосферы и океана оптическими методами](#)
5. [Конференция D. Физика тропосферы](#)
6. [Конференция Е. Физика средней и верхней атмосферы](#)

2002 (9)

2001 (8)

2000 (7)

1999 (6)

МОЛЕКУЛЯРНАЯ  
СПЕКТРОСКОПИЯ ВЫСОКОГО  
РАЗРЕШЕНИЯ

ИМПУЛЬСНЫЕ ЛАЗЕРЫ НА  
ПЕРЕХОДАХ АТОМОВ И  
МОЛЕКУЛ

РАБОЧАЯ ГРУППА "АЭРОЗОЛИ  
СИБИРИ"

РАСПРОСТРАНЕНИЕ  
РАДИОВОЛН

КОНФЕРЕНЦИЯ МОЛОДЫХ  
УЧЕНЫХ  
"МАТЕРИАЛОВЕДЕНИЕ,  
ТЕХНОЛОГИИ И ЭКОЛОГИЯ"

XXV МЕЖДУНАРОДНАЯ

**КОНФЕРЕНЦИЯ А**

**МОЛЕКУЛЯРНАЯ СПЕКТРОСКОПИЯ  
И АТМОСФЕРНЫЕ РАДИАЦИОННЫЕ  
ПРОЦЕССЫ**

# ВИЗУАЛИЗАЦИЯ СТРУКТУРЫ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ МЕТОДОМ ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ЭЛАСТОГРАФИИ

Лохин А.А.<sup>1,2</sup>, Князькова А.И.<sup>1,2</sup>, Сандыкова Е.А.<sup>2,3</sup>

<sup>1</sup>Институт физики прочности и материаловедения СО РАН, Томск

<sup>2</sup>Национальный исследовательский Томский государственный университет, Томск

<sup>3</sup>Сибирский государственный медицинский университет, Томск

e-mail: lokhin.a.a@gmail.com, a.knyazzkova@yandex.ru, katrin\_nemchenko@mail.ru

Ключевые слова: оптическая когерентная томография, оптическая когерентная эластография.

Аннотация: В данной работе проводится исследование и анализ упругих свойств хрящевой ткани курицы, с помощью метода оптической когерентной эластографии. Реализуется компрессионный метод эластографии, который позволяет установить значение модуля Юнга для визуализации биологических свойств эластичности куриного хряща.

Оптическая когерентная томография (ОКТ) – один из методов визуализации структур тканей, при котором используется свет низкой когерентности для построения двух и трехмерных изображений [1]. Для измерения очень малых внутренних деформаций, была разработана эластографическая система (ОКЭ). Оптическая когерентная эластография – это новейший метод визуализации, который используется в биомедицине для формирования изображений биологической ткани на микронном и субмикронном уровне и отображает биомеханическое свойство ткани, с точностью присущей методу оптической когерентной томографии [2,3]. Мерой упруго-эластических свойств тканей метода компрессионной эластографии, является модуль Юнга, который определяется формулой:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon}, \quad (1)$$

где  $\sigma = \frac{F}{S}$  – величина усилия, действующего на единицу площади поперечного сечения (напряжение),  $F$  – сила, приложенная к поверхности поперечного сечения образца,  $S$  – площадь поперечного сечения образца,  $\varepsilon = \frac{\Delta l}{l}$  – относительная деформация.

$$E = \frac{F * l}{S * \Delta l}, \quad (2)$$

Увеличение показателя поперечного сечения объекта пропорционально деформации сжатия и определяется формулой:

$$\varepsilon = \frac{\varepsilon_{\text{п}}}{\mu}, \quad (3)$$

где  $\varepsilon_{\text{п}}$  – деформация поперечного сечения, модуль поперечного сжатия (коэффициент Пуассона)  $\mu = \frac{1}{2}$ .

Тогда, исходя из закона Гука  $\sigma = \varepsilon * E$ , отношение аксиальных деформаций слоёв  $\varepsilon$  будет обратно пропорциональным отношению модулей Юнга и модулей сдвига  $G$  этих слоёв:

$$\frac{E_2}{E_1} = \frac{\varepsilon_1}{\varepsilon_2} = \frac{G_2}{G_1}, \quad (4)$$

Данное соотношение позволяет, не измеряя нагрузку и деформацию одновременно, получать не только относительные значения жёсткости, но и абсолютные, если модуль Юнга одного из слоёв будет изначально известен. Деформации могут быть созданы либо с помощью специальных (например, пьезоприводов) или производиться прижатием к биоткани самого ОКТ-зонда [4]. Для визуализации структуры биологической ткани методом компрессионной эластографии, необходимо знать численное значение модуля Юнга [4, 5].

Объектами исследования выступают: куриный хрящ (с нанесенным на него силиконовым слоем), силиконовый куб (из строительного герметика), силиконовый фантом (с тонкой пластиной из стирательной резинки). Исследование осуществлялось на спектральной ОКТ-установке GANYMEDE-II (Thorlabs, США). ОКТ-установка, с рабочей длиной волны:  $930 \pm 50$  нм, построена с использованием суперлюминесцентного диода и обеспечивает осевую скорость сканирования (A-Scan) вплоть до 36 кГц. На рисунке 1 показана компрессионная эластография реализованная на базе оптического когерентного томографа. Компрессионная нагрузка на образец создается с помощью ОКТ-зонда.

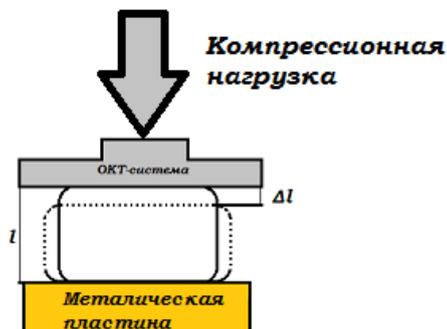


Рисунок 1 – Схема экспериментальной установки

ОКТ-установка позволяет получать двухмерные и трехмерные изображения структуры образца по слоям на глубину до 3 мм. На рисунке 2 построено изображение деформации, вызванной механической нагрузкой ОКТ-зондом.

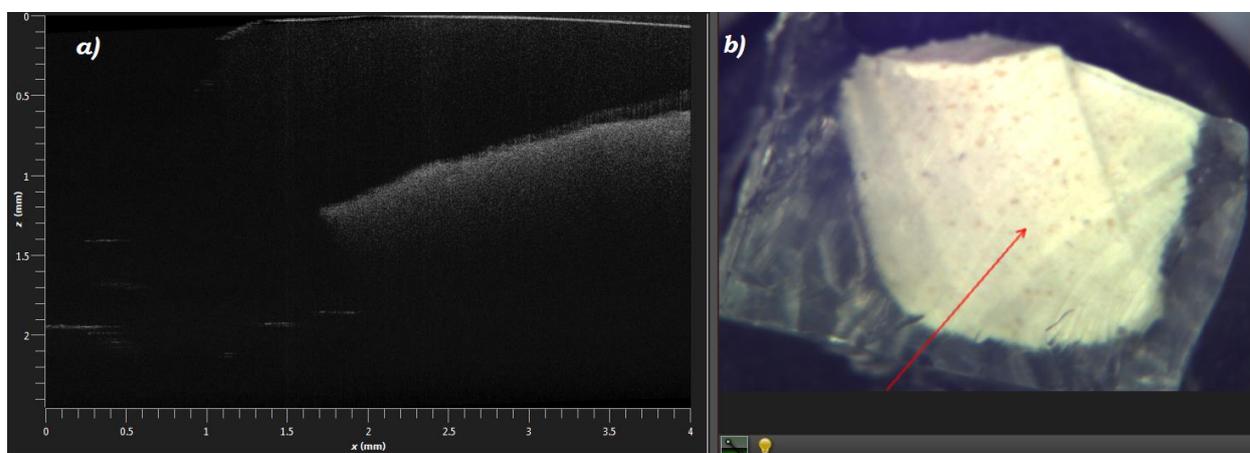


Рисунок 2 – Изображение силиконового фантома, полученные с помощью ОКТ:

а) 2D изображение в глубину до 2,5 мм; б) участок исследования.

С помощью оптического микрометра, были получены параметры стирательной резинки, а также ее коэффициент жесткости  $E_{\text{резинки}} = 3,19$  МПа. Для нахождения модуля Юнга силиконового фантома, воспользуемся соотношением (4), получим абсолютное значение модуля Юнга для силикона:  $E_{\text{силикона}} = \frac{\varepsilon_{\text{резинки}}}{E_{\text{резинки}} * \varepsilon_{\text{силикона}}}$ . Значение модуля Юнга для силикона полученное из соотношений (3) и (4) позволяет установить значение коэффициента жесткости для куриного хряща.

Таблица 1. Модули упругости (E) для некоторых веществ

Название материала		E, МПа	E, МПа
из таблицы	объекты исследования	Табличное значение	Экспериментальное значение
резина	стирательная резинка	5	3,19
силикон	силиконовый герметик	0,68	0,21
хрящ	куриный хрящ	10	5,04

Таким образом, показана возможность использования метода компрессионной эластографии, который позволяет сделать предположение, что упругие свойства хряща напрямую зависят не только от вида биологического объекта, которому он принадлежит, но и

индивидуальных особенностей, таких как возраст биологической ткани, а также условий проведения эксперимента.

Работа выполнена в рамках программы фундаментальных научных исследований государственных академий наук на 2013-2020 годы, направление III.23.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ и Администрации Томской области в рамках научного проекта № 18-42-703012.

1. *Kim H.D., D. K. Kim D.K, Chae Y.G.* Demonstration of the Usefulness of Optical Coherence Tomography in Imaging a Mouse Tail Model of Lymphedema // *Curr. Opt. Photon.* (1. 1) 2017, 132-137.

2. *Li J., Liu C.-H., Schill A., Singh M., Kistenev Y.V., Larin K.V.* A comparison study of optical coherence elastography and laser Michelson vibrometry // *Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE* 2016, 97101A.

3. *Singh M., Wu C., Liu C.-H., Li J., Schill A., Nair A., Kistenev Y.V., Larin K.V.* Noncontact phase-sensitive dynamic optical coherence elastography at megahertz rate // *Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE* 2016, 96970P.

4. *Советский А.А., Матвеев А.Л., Матвеев Л.А., Губарькова Е.В, Геликонов Г.В., Зайцев В.Ю.*

Количественная компрессионная оптическая когерентная эластография: физические проблемы реализации и пути их разрешения // *Труды XXI Научной конференции по радиофизике ННГУ* 2017, 408-413.

5. *Стрелков С.П.* Механика // *Общий курс физики* (3) 1975, 282-312.

6. *Larin K.V., Sampson D.D.* Optical coherence elastography – OCT at work in tissue biomechanics // *Biomed Opt Express* 8(2) 2017, 1172–1202.

7. *Zaitsev V.Y., Matveyev A.L., Matveev L.A., Gelikonov G.V., Gubarkova E.V., Gladkova N.D., Vitkin A.* Hybrid method of strain estimation in optical coherence elastography using combined sub-wavelength phase measurements and supra-pixel displacement tracking. // *J Biophotonics* 9(5) 2016, 499–509.