

МИНОБРНАУКИ РОССИИ

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего образования
«САРАТОВСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ Н. Г. ЧЕРНЫШЕВСКОГО»

Оптики и биофотоники

«Цифровая обработка спекл-изображений»

АВТОРЕФЕРАТ

студента 4 курса 435 группы

направление (специальности)

12.03.04 «Биотехнические системы и

Физический факультет

технологии»

Козинцева Наталия
Дмитриевна

Научный руководитель

д.ф.- м.н., профессор

11.06.2020

В. В. Тучин

Зав. кафедрой

д.ф.- м.н., профессор

11.06.2020

В.В. Тучин

Саратов 2020

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	3
СТРУКТУРА И ОБЪЁМ РАБОТЫ.....	4
СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ.....	4
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	111
СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ.....	111

ВВЕДЕНИЕ

В настоящее время методы неинвазивного анализа широко используются в медицине, биологии и других науках. Одним из наиболее точных и относительно простых в использовании методов является лазерная спекл-визуализация. Лазерная спекл-визуализация является мощным методом изучения кровотока, особенно в слабо рассеивающих средах. Этот метод также можно использовать в тканях, обладающих сильными рассеивающими свойствами, таких как кожа. Спекл-визуализация дает полнопольную карту скоростей относительно большого участка объекта без сканирования лазерным пучком с хорошими временным и пространственным разрешениями.

Целью дипломной работы является разработка алгоритмов преобразования Фурье и использование их для моделирования и обработки спекл-картин; также изучение метода фазовой корреляции для обработки спекл-структур потоков и анализ полученных результатов; практическое применение лазерного спекл-контрастного анализа, реализованного двумя различными способами. В заключительной части проводится сравнение этих способов и выявление их преимуществ при использовании в той или иной области.

СТРУКТУРА И ОБЪЁМ РАБОТЫ

Дипломная работа состоит из введения, трех глав, заключения и списка используемых источников. Общий объем работы составляет 41 страницу.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Первый раздел диплома содержит теоретические сведения по спекл-структурам, такие как физические и математические основы их формирования, а также сравнение с доплеровскими методами анализа.

Лазерная спекл-визуализация позволяет судить о структурных и биофизических параметрах отдельных клеток (частиц) ткани, а также об интегральных оптических характеристиках всей толщи биоткани **Ошибка! Источник ссылки не найден..**

Когда когерентный свет проходит через рассеивающую среду, рассеянный свет создает случайную интерференционную картину, называемую спеклами. Проходя через случайную рассеивающую среду или отражаясь от нее, световая волна претерпевает случайную фазовую и амплитудную модуляцию. Таким образом, спекл-изображение — это результат интерференции отражённого или рассеянного от различных участков освещённой поверхности света, имеющей хаотический, случайный характер. Если поверхность шероховатая (отклонения высоты поверхности превышают длину волны используемого лазерного излучения), свет от разных частей этой поверхности в пределах разрешенного участка (область, отображаемая данной оптической системой), проходит различные длины оптического пути, чтобы достичь плоскости изображения **Ошибка! Источник ссылки не найден..** Результирующая интенсивность в данной точке изображения определяется суперпозицией всех волн, достигающих этой точки. Если результирующая амплитуда равна нулю, то есть все отдельные волны подавляются друг другом, в точке будет наблюдаться темный спекл; если же все волны синфазны - в точке наблюдается максимум интенсивности.

Движение рассеивающих частиц внутри случайной среды вызывает фазовые сдвиги в рассеянном свете и, таким образом, изменяет случайную интерференционную картину, вызывая временные флуктуации в спекл-структуре, аналогичные флуктуациям интенсивности, возникающим в результате доплеровских сдвигов **Ошибка! Источник ссылки не найден..**

Явление спекла - это трехмерный интерференционный эффект, который существует во всех точках пространства, где пересекаются отраженные от оптически шероховатой поверхности или прошедшие через объем рассеивающей среды волны **Ошибка! Источник ссылки не найден..**

Второй раздел работы посвящен разработке и использованию алгоритмов преобразования Фурье. Преобразование Фурье позволяет представить практически любую функцию или набор данных в виде комбинации таких тригонометрических функций, как синус и косинус, что позволяет выявить периодические компоненты в данных и оценить их вклад в структуру исходных данных или форму функции [5].

Сигнал любой формы можно разложить на синусоидальные составляющие с различными частотами, кратными целому числу [6]. Совокупность этих составляющих называется спектром, а сумма этих составляющих формирует значение функции во временной области [6]. Разложение в ряд Фурье – это разложение периодической функции на синусоидальные составляющие с различными частотами [6]. Физический смысл дискретного преобразования Фурье состоит в том, чтобы представить некоторый дискретный сигнал в виде суммы гармоник.

В случае обработки изображений компоненты двумерного преобразования Фурье называют пространственными частотами [5].

Важным свойством двумерного преобразования Фурье является возможность его вычисления с использованием процедуры одномерного БПФ [5]. Для получения двумерного преобразования Фурье нужно сначала вычислить одномерные преобразования строк, записать результаты в исходную матрицу и вычислить одномерные преобразования для столбцов

полученной матрицы [5]. Рассмотрим сигнал f , который является двумерным периодическим сигналом с периодом 2^s по первой и по второй координате. Отсчёты задаются, как $f_{k,t}$ (где $k=0: 2^s$, $t=0: 2^s$) **Ошибка! Источник ссылки не найден.:**

Любой периодический сигнал может быть представлен в виде ряда Фурье, но, в отличие от одномерных сигналов, двумерные описываются двумерным рядом Фурье, имеющим вид **Ошибка! Источник ссылки не найден.:**

Для начала необходимо выбрать предмет обработки, изображение (в данной работе объектом является изображение размером 64x64 пикселя, показанное на Рис. 1)

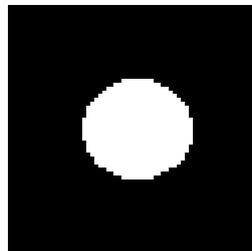


Рис. 1 Исходное изображение

Затем применим к данному изображению разработанный алгоритм двумерного дискретного преобразования Фурье. В итоге получим результат, приведенный на Рис. 2.

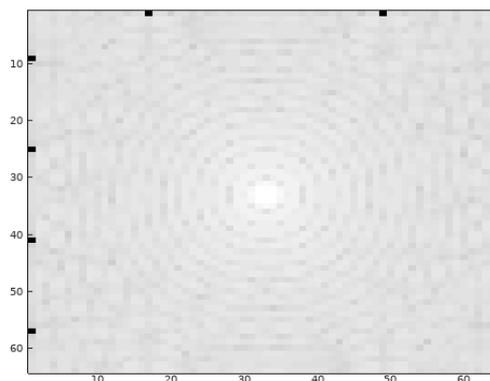


Рис. 2 Результат, полученный в ходе реализации разработанного алгоритма
двумерного дискретного преобразования Фурье

Для проверки точности результата выполним преобразование Фурье посредством комбинирования двух последовательных встроенных быстрых преобразований Фурье. После обработки изображения получим отображение пространственных частот, приведенное на Рис. 3.

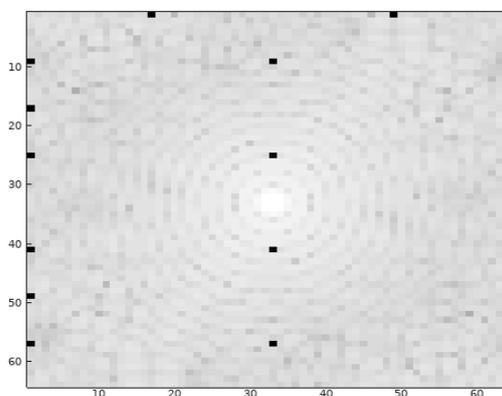


Рис. 3 Результат при использовании встроенного алгоритма
одномерного быстрого преобразования Фурье

Также для проверки можно использовать функцию встроенного двумерного быстрого преобразования Фурье. Полученный после такой обработки результат отображен на Рис. 4.

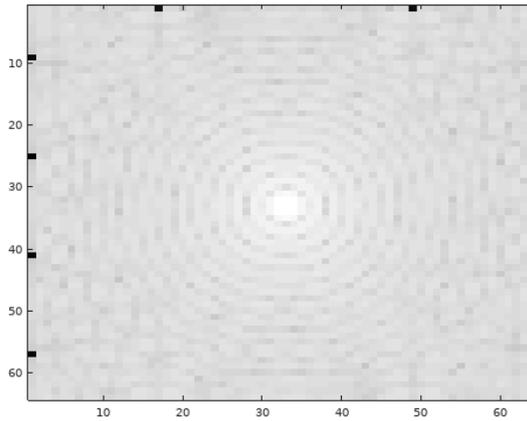


Рис. 4 Результат, полученный при использовании встроенной функции двумерного быстрого преобразования Фурье

Исходя из полученных результатов обработки, можно заключить, что для анализа цифровых изображений подходят все три использованных в данной работе метода.

Рассмотрим алгоритм численного моделирования объективных спекл-изображений. Для получения случайной объективной спекл-картины размера $L \times L$ сначала необходимо заполнить круг размера D комплексными числами с различными фазами, меняющимися в пределах от 0 до π . Над получившейся матрицей выполняем преобразование Фурье. Также необходимо домножить этот фурье-образ на сопряженное и взять от него действительную часть.

В результате получаем объективную спекл-картину, приведенную на рис. 5.

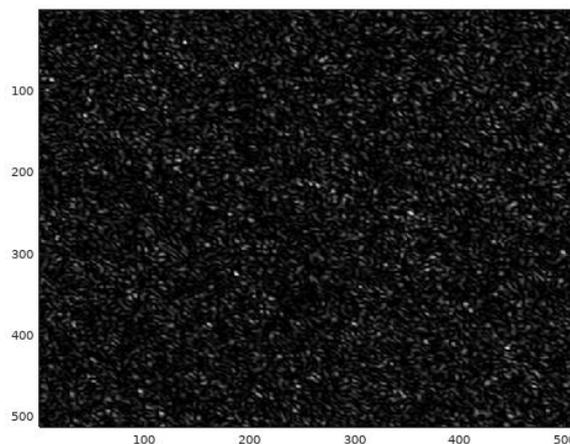


Рис. 5 Изображение объективных спеклов, полученное численным методом

Далее смоделируем субъективное спекл-изображение. Создаем матрицу размера $L \times L$, заполненную комплексными числами со случайными фазами, колеблющимися так же, как и в случае объективных спеклов, от 0 до π . Далее выполним преобразование Фурье на полученной матрице, применим маску, вырезав круг из центра, реализуем обратное преобразование Фурье. Умножим на сопряженное и возьмем действительную часть от полученной матрицы.

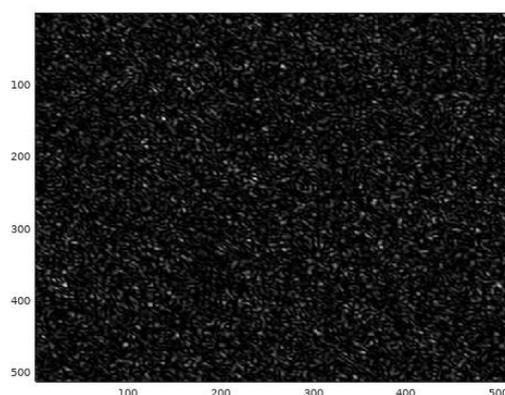


Рис. 6 Субъективные спеклы, полученные в результате моделирования

Заключительная часть работы посвящена обработке спекл-изображений потоков. Для этого была разработана установка для регистрации спекл-структур, для которой определялся размер спеклов, а также период декорреляции.

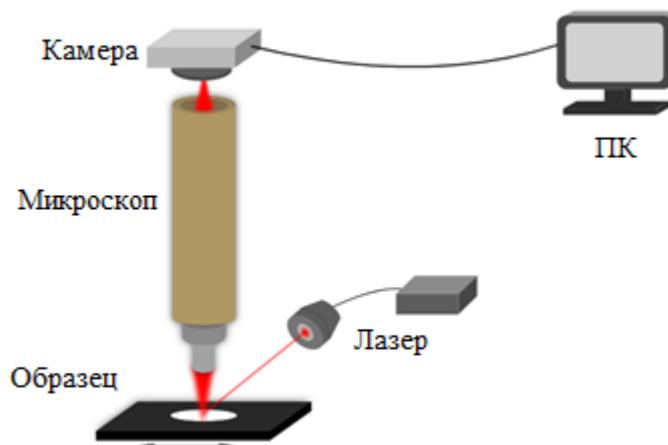


Рис. 7 Экспериментальная установка для регистрации спекл-структур

Численно анализируя степень контрастности распределения интенсивности можно судить о наличии в объекте движущихся частиц и их скорости [9]. Спекл-контраст (K) обычно определяется как отношение среднеквадратичного отклонения (σ) флуктуаций интенсивности к среднему значению этих флуктуаций ($\langle I \rangle$) в некоторой локальной области.

$$K = \sigma / \langle I \rangle$$

Для определения смещения образца с помощью метода фазовой корреляции необходимо провести регистрацию спекл-поля в области сфокусированного изображения исходного состояния объекта и смещенного [9]. При регистрации спекл-поля получают две матрицы с распределением интенсивности I_1 и I_2 для исходного и смещенного состояний объекта [9]. При однородном поперечном смещении области с распределением интенсивности I_1 на величину (x, y) получается область с распределением интенсивности I_2 [9]. Чтобы определить величину однородного поперечного смещения спекл-поля необходимо вычислить функцию корреляции двух функций распределений интенсивности I_1 и I_2 [9].

Для следующего этапа потребуются спекл-картины, снятые при прохождении жидкости через капилляр (фантом сосуда). Размер этого капилляра составляет 200 микрон. В качестве проходящей через сосуд жидкости использовалась вода. Для анализа возьмем 256 изображений. Затем усредним все эти фотографии. Для этого изображения реализуем

пространственный алгоритм подсчета спекл-контраста. При использовании пространственного метода спекл-контраст рассчитывается в скользящем окне. Размер этого скользящего окна обратно пропорционален пространственному разрешению и прямо пропорционален достоверности полученных результатов. Спекл-контраст K количественно определяется параметром отношения стандартного отклонения к среднему значению интенсивностей, зарегистрированных для каждого пикселя, расположенного в квадратном окне [10]. Это окно перемещается на 1 пиксель, и вычисление повторяется. Использование перекрывающихся пиксельных окон обеспечивает более сглаженное изображение, чем при использовании смежных окон, при этом затраты с точки зрения дополнительного времени обработки сравнительно небольшие. [10] Однако стоит помнить, что такой метод перекрывающихся окон не приводит к увеличению разрешения, которое в свою очередь определяется размером используемого квадратного окна: существует компромисс между пространственным разрешением и достоверительной статистикой. [10]

В случае использования временного алгоритма анализ спекл-контраста проводится для каждого отдельного пикселя в различные моменты времени.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В этой работе представлен обзор метода фазовой корреляции и цифровых методов обработки спекл-изображений для характеристики потоков жидкости. Для анализа использовались смоделированные спекл-структуры сосуда с жидкостью, к которым применялись алгоритмы пространственной и временной обработки. Полученные результаты показали, что при усреднении 256 спекл-структур поток жидкости был наиболее точно охарактеризован с использованием пространственного алгоритма. Используя пространственный метод, спекл-контраст анализируется в каждом кадре. При расчете контраста спеклов с помощью временного алгоритма отслеживаются

флуктуации интенсивности в каждом пикселе изображения в разные моменты времени. На основании результатов можно определить размер сосуда, а также в ходе эксперимента были определены пределы применимости экспериментальной установки, то есть ее поле зрения.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Абрамович Н.Д., Дик С.К. Зависимость размеров спекл-пятен и их контраста от биофизических и структурных параметров биоткани // Приборы и методы измерений. 2017. №2. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/zavisimost-razmerov-spekl-pyaten-i-ih-kontrasta-ot-biofizicheskikh-i-strukturnyh-parametrov-biotkani> (дата обращения: 03.06.2020).
2. Briers D. et al. Laser speckle contrast imaging: theoretical and practical limitations //Journal of biomedical optics. – 2013. – Т. 18. – №. 6. – С. 066018.
3. Boas D. A., Dunn A. K. "Laser speckle contrast imaging in biomedical optics" J. Biomed. Opt. 15(1), 011109 (2010).
4. Tuchin V.V. [Tissue Optics: Light Scattering Methods and Instruments for Medical Diagnostics], 3rd ed., PM 254, SPIE Press, Bellingham, WA, 2015– 988 p. ISBN: 9781628415162
5. http://wiki.technicalvision.ru/index.php/Преобразование_Фурье._Линейная_фильтрация_в_частотной_области 20.12.2018 23:06
6. Сато Ю. Обработка сигналов. – 2002.
7. Липатов В.И. Реализация алгоритмов двумерного БПФ и сравнение их быстродействия в MathCad. - 2013.
8. http://sernam.ru/book_kir.php?id=18 21.12.2018 1:01

9. Nataliya D. Kozintseva, Arkady S. Abdurashitov, Valery V. Tuchin, "Digital processing of laser speckle images of flows," Proc. SPIE 11457, Saratov Fall Meeting 2019: Optical and Nano-Technologies for Biology and Medicine, 114571T (9 April 2020);
10. Hartmann, C., Volk, W., "Digital image correlation and optical flow analysis based on the material texture with application on high-speed deformation measurement in shear cutting", International Conference on Digital Image & Signal Processing (DISP 2019), At Oxford, UK, (2019).