

МИНОБРНАУКИ РОССИИ
ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ
ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«САРАТОВСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
ИМЕНИ Н.Г.ЧЕРНЫШЕВСКОГО»

Кафедра оптики и биофотоники

Анализ особенностей оптической когерентной томографии, основанной на
квантовых принципах

АВТОРЕФЕРАТ МАГИСТЕРСКОЙ РАБОТЫ

Студентки 2 курса 2223 группы

Направления 03.04.02 «Физика»

Института физики

Кулеминой Валерии Антоновны

Научный руководитель

доцент, к. ф.-м. н.

должность, уч. степень, уч. звание

Заведующий кафедрой оптики и биофотоники

профессор, д. ф.-м. н.

должность, уч. степень, уч. звание



дата, подпись

П. А. Тимошина

инициалы, фамилия

В. В. Тучин

инициалы, фамилия

Саратов 2024 год

Введение

Актуальность темы

Оптическая когерентная томография является высокоразрешающим и бесконтактным методом визуализации, который продолжает развиваться до сих пор. Квантовые методы оптической когерентной томографии позволяют дополнительно увеличить разрешение визуализации и проводить исследования в дисперсной среде. В перспективном плане квантовую оптическую когерентную томографию можно будет использовать в клинических условиях, в частности в офтальмологии для детальной послойной визуализации сетчатки глаза.

Целью данной выпускной квалификационной работ является подробное изучение и анализ работ посвященных квантовой оптической когерентной томографии (КОКТ) с практической апробацией экспериментальной установки для получения провала Хонга-Оу-Манделя, на котором основывается принцип работы КОКТ.

Для достижения этой цели решались следующие **задачи**:

- Рассмотрение принципа работы оптической когерентной томографии (ОКТ).
- Рассмотрение принципа работы квантовой оптической когерентной томографии.
- Рассмотрение квантовых принципов, лежащих в основе КОКТ.
- Проведение эксперимента для наблюдения эффекта Хонга-Оу-Манделя и получения провала Хонга-Оу-Манделя.

Краткая характеристика материалов исследования

Данная выпускная квалификационная работа посвящена теоретическому исследованию квантовой оптической когерентной томографии.

Структура и объем ВКР

Выпускная квалификационная работа (магистерская работа) состоит из Введения; трех основных разделов: 1 Оптическая когерентная томография, 2 Квантовая оптическая когерентная томография, 3 Практическая часть; Заключения; Списка использованных источников, состоящего из 153 наименований. Материалы работы изложены на 81 странице.

Основное содержание работы

Во введении обоснована актуальность выбранной темы выпускной квалификационной работы, определена цель работы.

В разделе 1 дано определение оптической когерентной томографии, ее типичная схема, методы измерения ОКТ, а также применение оптической когерентной томографии.

Оптическая когерентная томография (ОКТ) – это неинвазивный, то есть бесконтактный, метод визуализации, основанный на использовании интерферометрии низкокогерентного света. Этот метод оптической визуализации обеспечивает осевое и поперечное разрешение примерно 5-30 мкм, а глубина изображения составляет 2-3 мм в зависимости от условий визуализации.

Типичная схема ОКТ показана на рис. 1. Источник низкокогерентного света (LS) используется в стандартном интерферометре Майкельсона. Низкокогерентный свет с помощью светоделителя разделяется на два плеча – плечо образца (содержащее интересующий объект) и эталонное плечо (содержащее подвижное зеркало). После отражения от образца и от подвижного зеркала свет сбивается на светоделителе и направляется на фотодетектор, на котором наблюдается интерференционная картина, но только в том случае, если свет от обоих плеч прошел одинаковое оптическое расстояние (здесь «одинаковое» означает разницу меньше длины когерентности).

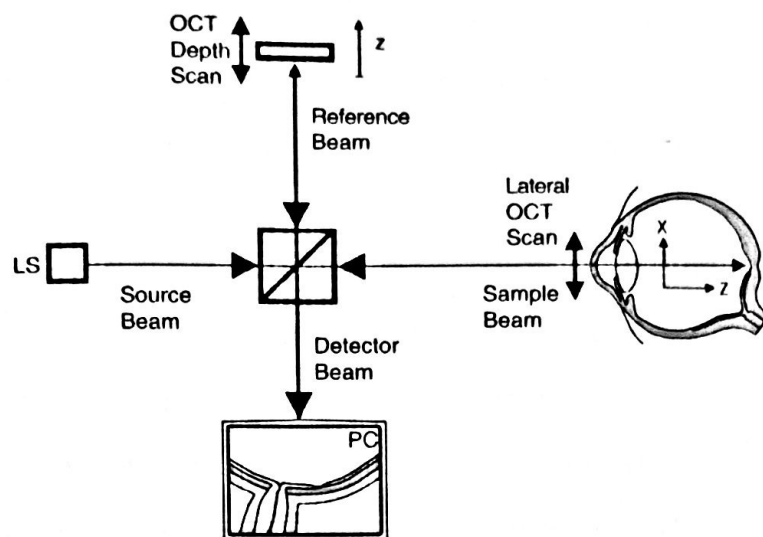


Рисунок 1 – Типичная схема ОКТ

Существует несколько методов измерения оптической когерентной томографии. Среди них выделяют: ОКТ во временной области (Time-Domain OCT, TD-OCT), Фурье-ОКТ или ОКТ в частотной области (Fourier-Domain OCT, Frequency-Domain OCT, FD-OCT), которое подразделяется на ОКТ в спектральной области (Spectral-Domain OCT, SD-OCT) и ОКТ с перестраиваемым источником света (Swept-Source, SS-OCT), поляризационно-чувствительная ОКТ (Polarization-Sensitive OCT, PS-OCT), а также ОКТ-ангиография (ОКТА).

Наиболее широко ОКТ используется в офтальмологии, где она сильно повлияла на диагностику и мониторинг заболеваний сетчатки, зрительного нерва и заболеваний роговицы [1-4]. Метод ОКТ значительно продвинул понимание структуры и функции кожи [5], дает ценную информацию как о нормальных, так и о патологических состояниях кожи [6]. Также оптическая когерентная томография получила широкое распространение в исследованиях коронарного атеросклероза и в клинической практике для оптимизации чрескожных коронарных вмешательств [7].

В разделе 2 дано определение квантовой оптической когерентной томографии, ее типичная схема, представлены квантовые явления и эффекты, лежащие в основе КОКТ, показаны примеры реализации КОКТ, а также указаны недостатки данного метода визуализации.

Квантовая оптическая когерентная томография (КОКТ) – это неклассический аналог оптической когерентной томографии, метод визуализации, который использует неклассические (квантовые) источники света для создания изображений с высоким разрешением на основе эффекта Хонг-Оу-Манделя [8]. КОКТ похожа на обычную оптическую когерентную томографию, но использует интерферометр четвертого порядка, который включает в себя два фотодетектора, а не интерферометр второго порядка с одним фотодетектором [9]. Основным преимуществом КОКТ перед ОКТ является нечувствительность к дисперсии четного порядка в многослойных и рассеивающих средах [10-12].

Типичная схема квантовой ОКТ показана на рисунке 2. Источником излучения являются широкополосный лазер плюс нелинейный оптический кристалл (НОК), которые генерируют пары запутанных фотонов. Из-за неколлинеарного режима СПР после нелинейного кристалла сигнальные и холостые фотоны распространяются в разных направлениях: один идёт в эталонное плечо с подвижным зеркалом, другой – в плечо образца. После лучи от обоих плеч сводятся вместе на светоделителе (СД), а затем перераспределяются между фотодетекторами, сигнал от которых идёт в коррелятор. Коррелятор, в свою очередь, обрабатывает сигналы и считает количество совпадений на детекторах.

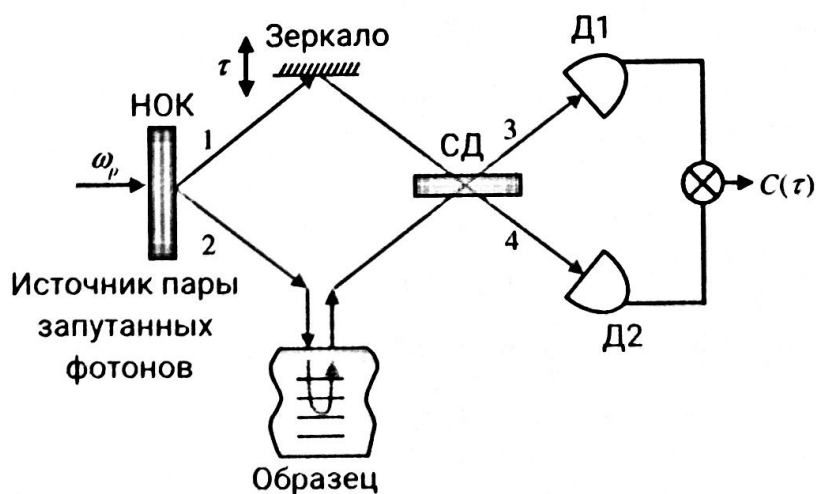


Рисунок 2 – Типичная схема КОКТ

В основе квантовой оптической когерентной томографии лежат такие явления как спонтанное параметрическое рассеяние света, квантовая запутанность и эффект Хонга-Оу-Манделя.

Спонтанное параметрическое рассеяние (Spontaneous parametric down-conversion, SPDC, СПР) – это мгновенный нелинейный оптический процесс, который преобразует один фотон с более высокой энергией (фотон накачки) в пару фотонов (сигнальный и холостой) с более низкой энергией, в соответствии с законами сохранения энергии и сохранения импульса (см. рис. 3).

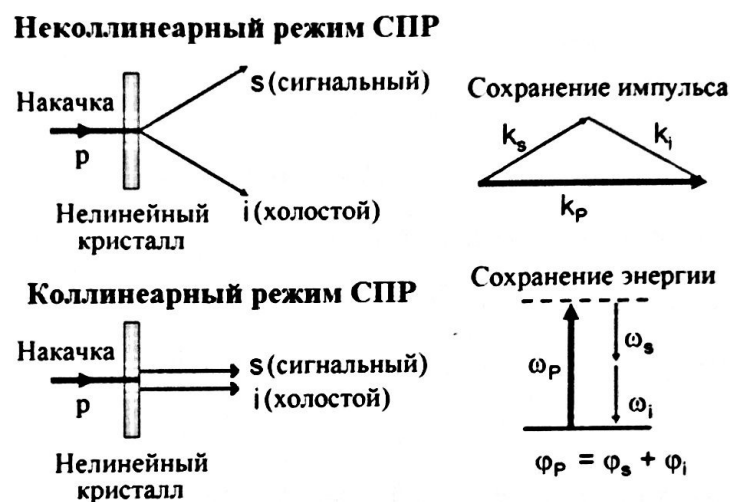


Рисунок 3 – Процесс СПР и законы сохранения

Квантовая запутанность – явление, которое возникает, когда пара частиц генерируется или взаимодействует таким образом, что квантовое состояние каждой частицы пары не может быть описано независимо от состояния другой частицы, в том числе тогда, когда частицы разделены большим расстоянием.

Математически квантовую запутанность можно описать следующим образом. Пусть некоторая квантовая система состоит из подсистем «1», «2», ..., «n». Тогда в гильбертовом пространстве всей системы можно ввести базис $|\psi^i\rangle_1 \times |\psi^j\rangle_2 \times \dots \times |\psi^k\rangle_n$ и разложить вектор состояния системы $|\Psi\rangle$ по этому базису:

$$|\Psi\rangle = \sum_{ij\dots k} C_{ij\dots k} |\psi^i\rangle_1 \times |\psi^j\rangle_2 \times \dots \times |\psi^k\rangle_n. \quad (1)$$

Если при любом выборе базиса в полученном разложении два или более коэффициентов $C_{ij\dots k} \neq 0$, то говорят, что квантовая система находится в запутанном состоянии.

Если же в каком-либо базисе вектор состояния $|\Psi\rangle$ можно представить как

$$|\Psi\rangle = |\psi^i\rangle_1 \times |\psi^j\rangle_2 \times \dots \times |\psi^k\rangle_n, \quad (2)$$

то говорят, что система находится в факторизованном состоянии, которое является частным случаем сепарабельного состояния.

Эффект Хонга-Оу-Манделя (ХОМ) – это эффект двухфотонной интерференции в квантовой оптике, который был продемонстрирован в 1987 году Ч. К. Хонгом, Ч. Оу и Л. Манделем [8], и впоследствии получил название "провал Манделя" ("Mandel Deep") или "интерференция Хонга-Оу-Манделя" ("Hong-Ou-Mandel interference"). Идея эксперимента (рис. 4(а)) состояла в следующем.

Пары фотонов генерировались в процессе спонтанного параметрического рассеяния (СПР). Поскольку генерация происходила в неколлинеарном вырожденном режиме, фотоны внутри каждой пары распространялись после кристалла в разных направлениях. Далее они сбивались на неполяризационном светоделителе, после чего с равной вероятностью либо отражались, либо проходили через него, и регистрировались детекторами. Сигналы с обоих детекторов сравнивались, и подсчитывалось количество совпадений между ними внутри малого временного окна в зависимости от положения светоделителя, то есть от разницы длин оптических путей каждого фотона от кристалла до светоделителя (рис. 4(б)).

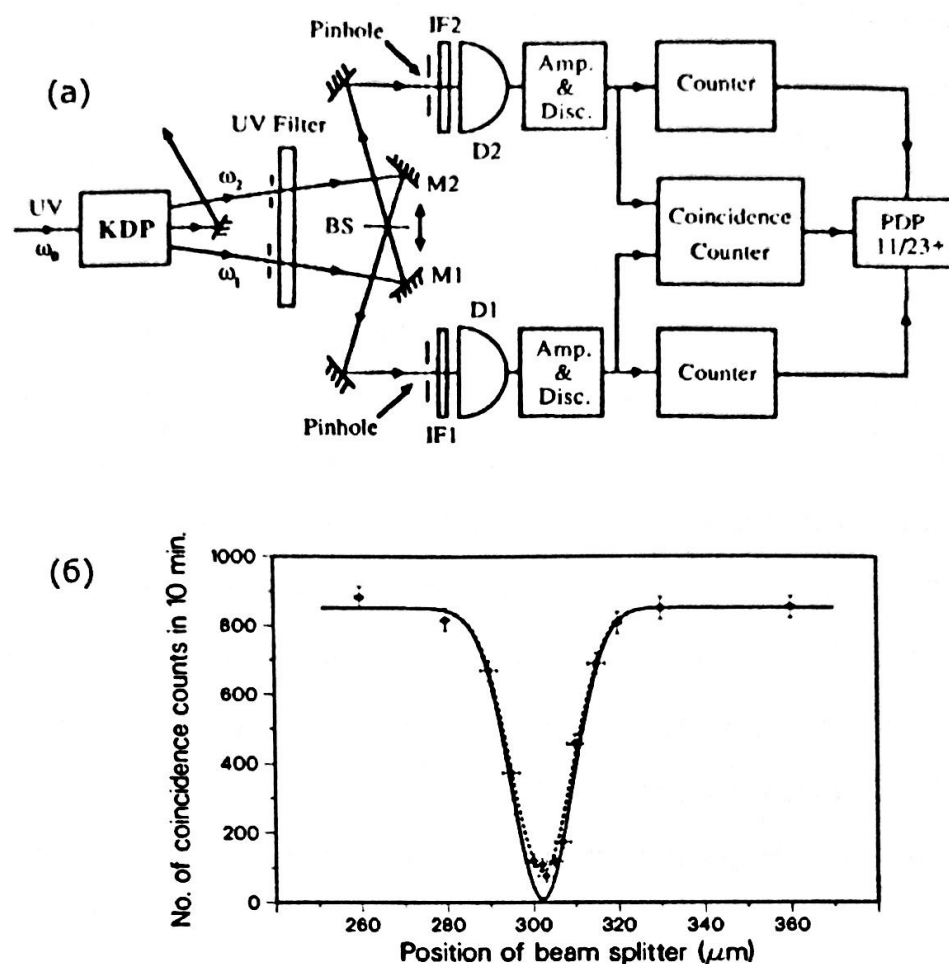


Рисунок 4 – (а) Схема установки из работы [8], (б) "провал" в скорости регистрации совпадений между детекторами D1 и D2, достигаемый при равенстве оптических путей обоих фотонов

При точном совпадении оптических путей оба фотона после светоделителя с единичной вероятностью попадают в один и тот же канал, что отражается на графике 4(б) падением числа совпадений до нуля. Наблюдаемый провал называется ХОМ-провалом или провалом Манделя.

Основные недостатки квантовой оптической когерентной томографии – длительное время сканирования и артефакты, связанные с отражением зондирующего излучения от каждой пары поверхностей в образце. Эти проблемы пытаются решить, создавая квантово-миметические версии КОКТ, которые работают на основе классического света и нелинейной оптики [13–17]. Квантово-миметическая оптическая когерентная томография (QM-ОКТ) может успешно имитировать подавление дисперсии и другие полезные

функции КОКТ. Более того, различные версии QM-ОСТ предлагают уникальные дополнительные преимущества, такие как существенно увеличенное отношение сигнал/шум и скорость сбора данных.

В разделе 3 представлен эксперимент по интерференции Хонга-Оу-Манделя и получение провала Хонга-Оу-Манделя.

Схема экспериментальной установки, собранной на базе Центра квантовых технологий МГУ им. М. В. Ломоносова, представлена на рисунке 5. Она отличается от той, что была предложена в [8]. Источником фотонов служит излучение спонтанного параметрического рассеяния, генерируемое от накачки на длине волны 405 нм в паре нелинейных кристаллов 2NLC в состояниях $|HH\rangle$, $|VV\rangle$ или их суперпозиции. После симметричного неполяризационного светоделителя BS 50/50 с вероятностью 1/4 оба фотона из каждой пары отражаются в канал А, с вероятностью 1/4 оба фотона проходят в канал В и с вероятностью 1/2 по одному фотону оказывается в отраженном и прошедшем каналах.

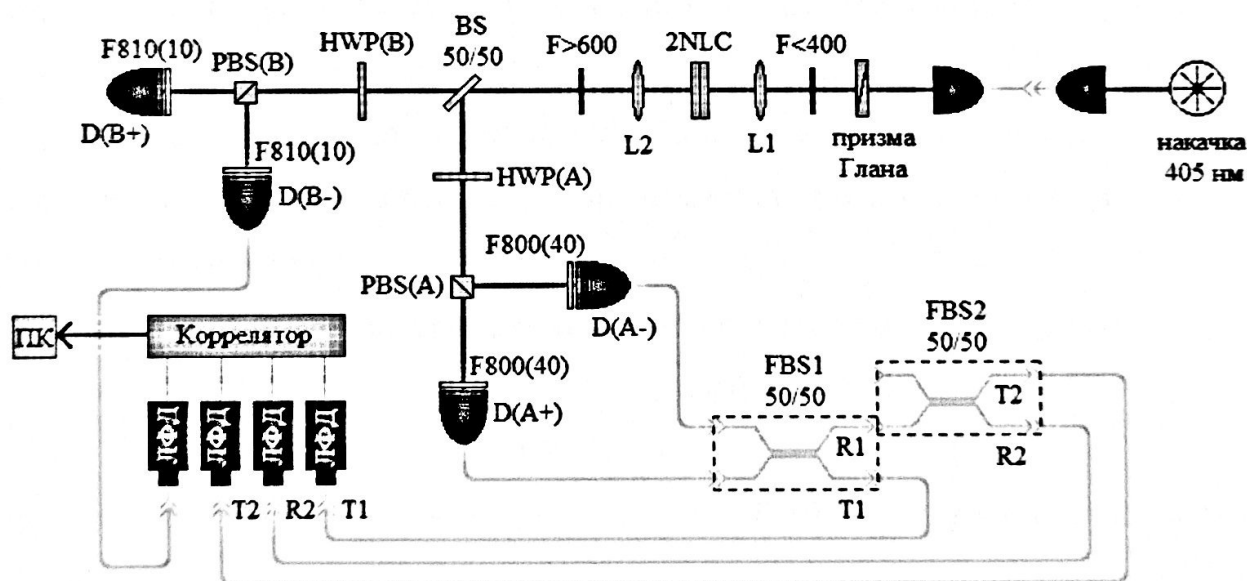


Рисунок 5 – Схема экспериментальной установки

Для пространственного разделения фотонов по двум входам волоконного светоделителя используется поляризационный светоделитель PBS(A) в комбинации с полуволновой пластиной HWP(A), установленной под углом 22.5°. В результате светоделитель разделяет фотоны, которые до

преобразования полуволновой пластиной имели диагональную и антидиагональную поляризацию (а после – вертикальную и горизонтальную).

Волокна, подключенные к каплерам D(A-) и D(A+), соединяются со входами одномодового светоделителя FBS1 50/50. Далее один из выходов светоделителя подключается ко входу второго такого же светоделителя FBS2 50/50. Таким образом, имеется три выходных канала из светоделителей (T1, T2, R2), излучение из которых регистрируется лавинными фотодетекторами (ЛФД). Четвертый такой детектор регистрирует излучение из отраженного от светоделителя BS 50/50 канала В.

Призма Глана необходима для того, чтобы пропускать горизонтально поляризованный свет. Фильтры $F < 400$ и $F > 600$ предназначены для выделения используемых длин волн накачки (405 нм) и излучения СПР (810 нм). Первая линза L1 фокусирует коллимированный луч на кристалл, вторая линза L2 необходима для того, чтобы вновь сделать пучок параллельным. F800(40) являются несъемными фильтрами с центральной длиной волны 800 нм и шириной 40 нм. F810(10) в плече В также являются несъемными фильтрами с центральной длиной волны 810 нм и шириной 10 нм. Коррелятор оцифровывает сигнал с ЛФД и измеряет временные корреляции между разными своими входами, то есть измеряет число совпадений между разными парами входов.

Двухфотонная интерференция наблюдается в тех случаях, когда генерируется состояние $\frac{|HH\rangle - |VV\rangle}{\sqrt{2}} = \frac{|AD\rangle - |DA\rangle}{\sqrt{2}}$, и рожденные пары фотонов не разделяются светоделителем BS 50/50, а оба фотона попадают в плечо А. Полуволновая фазовая пластина HWP(A) устанавливается под 22.5° так, что поляризационный светоделитель разделяет моды диагонального базиса, и из каждой пары один фотон проходит через светоделитель, а второй – отражается. Далее, если до первого волоконного светоделителя оба фотона проходят равное расстояние, то в соответствии с эффектом Хонга-Оу-Манделя оба фотона с единичной вероятностью окажутся в одной и той же

выходной моде (T1 или R1). При этом если оба фотона в канале T1, то в T2 и R2 не будет ни одного фотона, а значит, наблюдается провал в совпадениях между каналами T1-R2 и T1-T2. И наоборот, если оба фотона в канале R1, то в совпадениях T2-R2 наблюдается пик.

В ходе работы были получены экспериментальные данные, по которым можно восстановить сигналы двухфотонной интерференции (см. рис. 6). Сканирование проводилось в диапазоне $0.85 \div 0.95$ мм шагом 0.5 мкм; на каждую точку приходится время сканирования 30-60 секунд. Таким образом, в ходе экспериментальной работы для получения провала Хонга-Оу-Манделя нужно было затратить в среднем 2.5 часа.

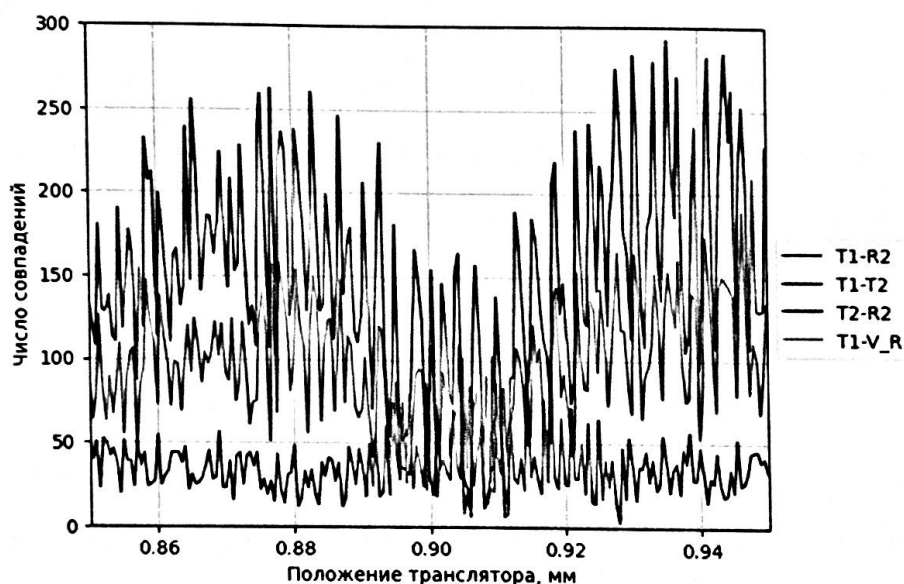


Рисунок 6 – Необработанные сигналы совпадений для двухфотонной интерференции

Даже по необработанным данным можно видеть, что в случае двухфотонной интерференции наблюдается провал в совпадениях между каналами T1-R2 (CC1) и T1-T2 (CC2). Это значит, что мы наблюдаем эффект Хонга-Оу-Манделя, то есть оба фотона находятся в одной и той же выходной моде волоконного светоделителя.

Проведя аппроксимацию данных из каналов T1-T2 (CC2) и T2-R2 (CC3) функциями $f(x)=C[1-A \times \text{sinc}(x/\omega)]$ и $f(x)=C[1+A \times \text{sinc}(x/\omega)]$

соответственно, можно более четко наблюдать провал Хонга-Оу-Манделя и пик совпадений (см. рис. 7, черная пунктирная линия).

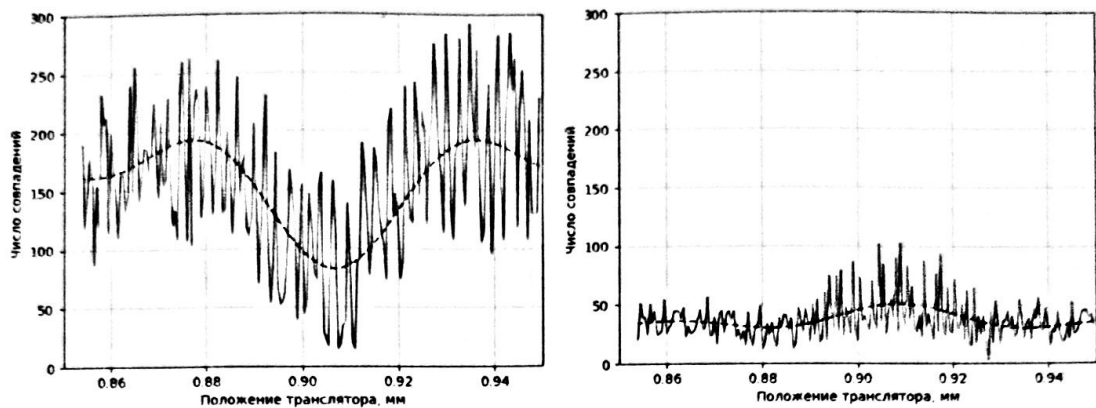


Рисунок 7 – Наблюдаемые в эксперименте провал Хонга-Оу-Манделя (слева) и пик совпадений (справа)

По рисунку 7 хорошо видно, что исходное состояние, приходящее на входную моду поляризационного светоделителя, не является чистым, так как провал не достигает нуля. Однако фотоны достаточно “идентичны”, чтобы провал вообще наблюдался.

Заключение

Квантовая оптическая когерентная томография использует неклассические источники света [18], которые продолжают развиваться до сих пор. КОКТ превосходит классическую ОКТ по нескольким параметрам:

- 1) подавляет дисперсию;
- 2) увеличивает осевое разрешение для той же полосы пропускания источника;
- 3) обеспечивает более высокую чувствительность, чем ОКТ.

Однако у неё есть и недостатки, например, длительное время получения А-скана. В практической части данной выпускной квалификационной работы среднее время получения провала Манделя, который в КОКТ является непосредственно А-сканом, составляет порядка 2.5 часов. В статье [19], которая представила первую реализацию КОКТ на биологическом образце, среднее время получения А-скана составляет примерно 2.5 минуты. При этом вся классическая процедура ОКТ занимает

2-3 минуты в зависимости от сложности исследования. Такие результаты говорят о том, что КОКТ не получится использовать в клинических условиях, несмотря на лучшее разрешение и подавление дисперсии.

Список использованных источников

- 1 Gómez-Benlloch A. et al. Optical Coherence Tomography in Inherited Macular Dystrophies: A Review //Diagnostics. – 2024. – Т. 14. – №. 9. – С. 878.
- 2 Boned-Murillo A. et al. Optical coherence tomography angiography in diabetic patients: a systematic review //Biomedicines. – 2021. – Т. 10. – №. 1. – С. 88.
- 3 Battista M. et al. Optical coherence tomography angiography in diabetes: a review //European Journal of Ophthalmology. – 2020. – Т. 30. – №. 3. – С. 411-416.
- 4 Chong Y. J. et al. Clinical Applications of Anterior Segment Optical Coherence Tomography: An Updated Review //Diagnostics. – 2024. – Т. 14. – №. 2. – С. 122.
- 5 Zafar M. et al. Skin Imaging Using Optical Coherence Tomography and Photoacoustic Imaging: A Mini-Review //Optics. – 2024. – Т. 5. – №. 2. – С. 248-266.
- 6 Xu Q. The Advanced Applications for Optical Coherence Tomography in Skin Imaging. – Wayne State University, 2021.
- 7 Araki M. et al. Optical coherence tomography in coronary atherosclerosis assessment and intervention //Nature Reviews Cardiology. – 2022. – Т. 19. – №. 10. – С. 684-703.
- 8 Hong C. K., Ou Z. Y., Mandel L. Measurement of subpicosecond time intervals between two photons by interference //Physical review letters. – 1987. – Т. 59. – №. 18. – С. 2044.
- 9 Gilgen H. H. et al. Submillimeter optical reflectometry //Journal of Lightwave Technology. – 1989. – Т. 7. – №. 8. – С. 1225-1233.
- 10 Franson J. D. Nonlocal cancellation of dispersion //Physical Review A. – 1992. – Т. 45. – №. 5. – С. 3126.

- 11 Steinberg A. M., Kwiat P. G., Chiao R. Y. Measurement of the single-photon tunneling time //Physical Review Letters. – 1993. – T. 71. – №. 5. – C. 708.
- 12 Larchuk T. S., Teich M. C., Saleh B. E. A. Nonlocal cancellation of dispersive broadening in Mach-Zehnder interferometers //Physical Review A. – 1995. – T. 52. – №. 5. – C. 4145.
- 13 Erkmen B. I., Shapiro J. H. Phase-conjugate optical coherence tomography //Physical Review A. – 2006. – T. 74. – №. 4. – C. 041601.
- 14 Le Gouët J. et al. Classical low-coherence interferometry based on broadband parametric fluorescence and amplification //Optics Express. – 2009. – T. 17. – №. 20. – C. 17874-17887.
- 15 Le Gouët J. et al. Experimental realization of phase-conjugate optical coherence tomography //Optics letters. – 2010. – T. 35. – №. 7. – C. 1001-1003.
- 16 Kaltenbaek R., Lavoie J., Resch K. J. Classical analogues of two-photon quantum interference //Physical review letters. – 2009. – T. 102. – №. 24. – C. 243601.
- 17 Lavoie J., Kaltenbaek R., Resch K. J. Quantum-optical coherence tomography with classical light //Optics express. – 2009. – T. 17. – №. 5. – C. 3818-3826.
- 18 Teich M. C., Saleh B. E. A. I photon bunching and antibunching //Progress in optics. – Elsevier, 1988. – T. 26. – C. 1-104.
- 19 Nasr M. B. et al. Quantum optical coherence tomography of a biological sample //Optics Communications. – 2009. – T. 282. – №. 6. – C. 1154-1159.



Кулемина В. А.