

Влияние параметров сканируемой структуры на качество ОКТ-изображений, получаемых методом MUSIC

З. А. Забалуева¹, Н. А. Ушаков²

Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого

¹zabalueva_z@spbstu.ru, ²n.ushakoff@spbstu.ru

Аннотация. Оптическая когерентная томография является одним из наиболее эффективных и широко распространенных методов визуализации, часто используемых в биомедицинских приложениях, контроле материалов и в других областях. Он обеспечивает пространственное разрешение микронного масштаба, которого достаточно для многих приложений, но в ряде случаев желательно его улучшение. Однако при использовании традиционных методов обработки сигналов аксиальное пространственное разрешение обратно пропорционально ширине спектра, в котором выполняется измерение. В работе предлагается применить алгоритм MUSIC для обработки интерференционных сигналов ОКТ и показать, что при определенных условиях может быть достигнуто многократное улучшение аксиального пространственного разрешения. Также в работе проведено исследование зависимости качества полученных с помощью MUSIC ОКТ-изображений от параметров сканируемой структуры.

Ключевые слова: оптическая когерентная томография; MUSIC; пространственное разрешение

I. ВВЕДЕНИЕ

Биомедицинское применение методов оптического зондирования и визуализации привлекает большое внимание со стороны академических исследований, направленных на дальнейшие технологические достижения, коммерциализацию практических устройств, поиск новых применений и углубление нашего понимания различных биологических процессов. Оптическая когерентная томография (ОКТ) [1] – это многообещающий подход биомедицинской визуализации, позволяющий получать трехмерные изображения оптически прозрачных тканей. Возможность неинвазивной визуализации внутренней структуры оптически прозрачной среды обуславливается интерференцией света. Типичная ОКТ установка по своей структуре аналогична интерферометру Майкельсона, в одно из плеч которого помещен исследуемый образец [2]. При этом происходит интерференция волн, отраженных от опорного зеркала и волн, отраженных или рассеянных внутри исследуемого образца. В спектральной ОКТ возможность нахождения продольной координаты точки отражения волны внутри

образца обеспечивается за счет измерения зависимости интенсивности интерференционного сигнала от длины волны света. ОКТ-изображения создаются на основе так называемых А-сканов, имеющих физический смысл продольных распределений коэффициента отражения, вычисляемых как дискретное преобразование Фурье (ДПФ) от спектральных интерференционных сигналов. Двумерная проекция образца, полученная как набор А-сканов, называется В-сканом.

ОКТ широко применяется в офтальмологии [3]–[5], эндоскопии [6]–[8], при исследовании свойств различных тканей [9], [10] и в ряде других областей. Такие преимущества, как неинвазивность измерений, высокая чувствительность, пространственная разрешающая способность и безопасность использования, обуславливают значительный интерес к ОКТ и распространение данного подхода в разнообразных применениях.

Одной из важнейших характеристик ОКТ является продольная пространственная разрешающая способность δz , характеризующая возможность различения двух отражателей, имеющих близкие глубины залегания. В спектральной ОКТ данная величина зависит от ширины спектрального интервала, в котором измеряется интерференционный сигнал $\Delta\lambda$ [11]. При увеличении ширины спектрального диапазона пространственная разрешающая способность улучшается в соответствии с равенством

$$\delta z = k(\lambda_0^2 / (2\Delta\lambda)). \quad (1)$$

где λ_0 – центральная длина волны спектрального диапазона, используемого для измерений, а k – масштабный коэффициент, имеющий величину порядка 1 и зависящий от формы спектра источника света.

Для типовых спектральных диапазонов работы ОКТ в областях 1, 1.3 и 1.55 мкм, и диапазона сканирования 100 нм, достижимого во многих коммерчески доступных системах, оценка по формуле (1) дает значения пространственной разрешающей способности от 5 до 12 мкм. Однако практически достижимые значения могут оказаться хуже из-за влияния хроматической дисперсии, величина которой является фундаментальным ограничением достижимой продольной пространственной разрешающей

Работа поддержана Министерством Науки и Высшего Образования Российской Федерации в рамках программы стратегического академического лидерства «Приоритет 2030» (Соглашение 075-15-2021-1333 от 30 Сентября 2021).

способности [12], [13]. Кроме того, дальнейшее улучшение разрешающей способности даже в отсутствие дисперсии затруднительно из-за ограниченности ширины спектральных окон прозрачности биологических тканей [14]. В данной работе предлагается подход улучшения продольной пространственной разрешающей способности при помощи продвинутой обработки интерференционных сигналов.

II. МОДЕЛЬ ИНТЕРФЕРЕНЦИОННОГО СИГНАЛА В ОКТ-СИСТЕМЕ

Пусть предполагается, что исследуемый объект состоит из N слоев, каждый из которых имеет свой показатель преломления и толщину. Это приведет к отражению света на их границах в соответствии с законом Френеля. Следовательно, формирование ОКТ-сигнала будет рассматриваться как результат интерференции сильной опорной волны с рядом целевых волн, отраженных внутри исследуемого объекта от границ слоев. В предположении слабых отражений интерференцией между целевыми волнами можно пренебречь. В результате, спектральный интерференционный сигнал может быть записан в следующем виде

$$S(\lambda) = I_0 + \sum_{i=1}^N I_i + 2 \sum_{i=1}^N \sqrt{I_0 I_i} \cos\left(\frac{4\pi}{\lambda} \sum_{j=1}^i n_j L_j + \varphi_i\right). \quad (2)$$

где n_j и L_j – показатель преломления и толщина j -го слоя. Хотя в данной работе n_i , I_i и φ_i считаются скалярными величинами, строго говоря, они могут зависеть как от длины волны света λ , так и от угла падения, поляризации света и других параметров.

Поскольку целью ОКТ является оценка внутренней структуры исследуемого объекта, а именно оптических расстояний $OPD_i = n_j L_j$, как видно из формулы (2), вычисление А-скана эквивалентно проблеме оценки спектра сигнала. Наиболее простым решением является вычисление ДПФ от измеренного интерференционного сигнала S . Однако, при этом наилучшая разрешающая способность ограничивается классическим пределом, задаваемым формулой (1). С другой стороны, как следует из теоретического анализа [15], при достаточно высоком отношении сигнал-шум возможно разрешение компонент сигнала, имеющих меньшую разность частот (разностей оптических путей в контексте ОКТ), чем предел в формуле (1). Такую возможность обеспечивают методы спектрального оценивания на основе метода наименьших квадратов, а также специализированные методы, такие как метод MUSIC (англ. – multiple signal classification, MUSIC) [16], [17]. Кроме того, модификация этого метода root-MUSIC позволяет непосредственно находить частоты и амплитуды компонент мульти-гармонического сигнала. Применение методов MUSIC и root-MUSIC для обработки сигналов волоконно-оптических датчиков в работах [18]–[20] дало ряд преимуществ по сравнению с традиционными методами обработки сигналов.

Если рассматривать сигнал, задаваемый формулой (2), как функцию длины волны λ , частоты осциллирующий ω_i его интерференционных компонент соотносятся с разностями оптических путей интерференционных компонент следующим образом

$$\omega_i = 2\pi OPD_i / \lambda_0^2, \quad (3)$$

Таким образом, после того, как частоты осциллирующих интерференционных компонент находятся каким-либо методом спектрального оценивания (например, root-MUSIC), разности оптических путей могут быть найдены как

$$OPD_i = L_i n_i = \lambda_0^2 \omega_i / 2\pi, \quad (4)$$

Важной частью алгоритма root-MUSIC является оценка количества гармонических компонент сигнала, что имеет решающее значение, если это число неизвестно. Эта оценка обычно выполняется путем анализа собственных векторов и собственных значений ковариационной матрицы обрабатываемого сигнала. Подпространства сигнала и шума определяются в пространстве собственных векторов. Размер сигнального подпространства соответствует количеству компонент целевого сигнала. Для оценки размерности сигнального подпространства получены различные критерии теории информации. В случае, если это число N известно, собственные векторы, соответствующие N наибольшим собственным значениям, образуют сигнальное подпространство (что будет сделано в текущей работе для простоты).

III. ДЕМОНСТРАЦИЯ УЛУЧШЕНИЯ ПРОСТРАНСТВЕННОЙ РАЗРЕШАЮЩЕЙ СПОСОБНОСТИ НА ПРИМЕРЕ ИСКУССТВЕННЫХ СИГНАЛОВ

Чтобы проверить применимость метода MUSIC для улучшения пространственного разрешения ОКТ измерений, был смоделирован набор интерференционных сигналов, соответствующих случаю исследования двухслойной структуры, схематично показанной на рис. 1 (масштаб по оси y соответствует оптическому, а не геометрическому расстоянию).

Набор состоит из 500 интерференционных сигналов, полученных в разных точках образца. Для первого слоя были заданы показатель преломления $n_1 = 1.44$ и толщина L_1 , линейно уменьшающаяся вдоль поперечной координаты образца (вдоль которой предполагалось сканирование ОКТ зонда) согласно закону

$$L_1 = 30 - (n - 1)/100, \quad (5)$$

Для второго слоя были заданы показатель преломления $n_2 = 1.31$ и толщина L_2 , имеющая две составляющие: линейно нарастающую и осциллирующую вдоль поперечной координаты образца, задаваемые в виде

$$L_2 = 10 + (n - 1)/125 - 8 \cdot \cos(2\pi n/250), \quad (6)$$

где $n = [1; 500]$ – номер А-скана. Коэффициенты отражения первой и второй границ слоев предполагались

равными $R1 = 0.1$ и $R2 = 0.01$. Потери света внутри образца предполагались пренебрежимо малыми.

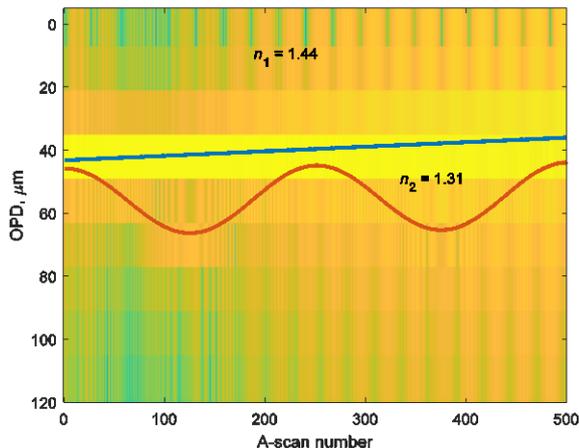


Рис. 1. Сравнение В-скана, вычисленного напрямую при помощи ДПФ (цветовая карта), и истинных значений разностей оптических путей (сплошные линии)

После того, как интерференционные сигналы были рассчитаны в соответствии с формулой (2) с вышеупомянутыми параметрами, А-сканы были рассчитаны при помощи стандартного ДПФ. Диапазон длин волн был выбран равным $[1.51; 1.59]$ мкм. Ко всем интерференционным сигналам был добавлен белый гауссов шум. Уровень шума был выбран таким образом, чтобы отношение сигнал-шум для первой и второй интерференционных компонент составляло 60 и 40 дБ, соответственно. Соответствующий В-скан, составленный из этих А-сканов, показан на рис. 1 в виде карты интенсивности с границами слоев, показанными сплошными линиями. Можно видеть, что две границы могут быть разделены только в положениях, где ширина второго слоя максимальна (при $n \approx 130$ и $n \approx 380$). Более того, из-за растекания спектра паразитные фоновые сигналы наблюдаются в местах, где на самом деле отражения отсутствуют. Этот паразитный эффект может быть ослаблен путем применения оконной функции к анализируемому сигналу перед вычислением ДПФ. Результирующий В-скан для случая применения окна Блэкмана показан на рис. 2. Видно, что растекание спектра действительно подавляется, но за счет ухудшения пространственной разрешающей способности.

При применении метода MUSIC с заданной размерностью сигнального подпространства $N = 2$ к моделированным интерференционным сигналам были получены оценки разностей оптических путей, показанные на рис. 2 цветными окружностями. Можно видеть, что достигнутая пространственная разрешающая способность намного лучше, чем в случае обработки сигнала при помощи ДПФ, поскольку для большинства А-сканов оцененные разности оптических путей хорошо соответствуют истинным. Однако в случае чрезвычайно малой ширины второго слоя оценка разности оптических путей второго слоя выполняется с большими ошибками.

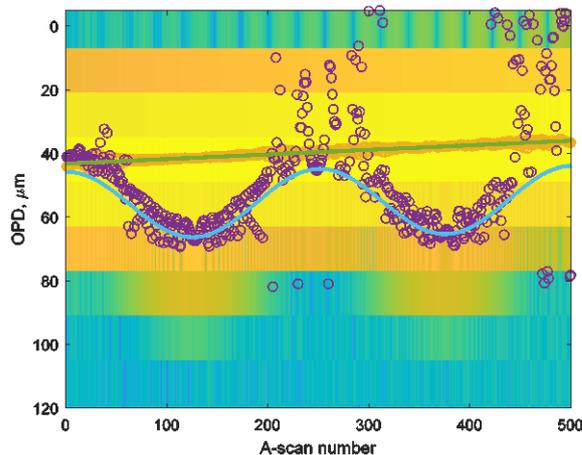


Рис. 2. Сравнение В-скана, вычисленного напрямую при помощи ДПФ (цветовая карта), значений разностей оптических путей, найденных методом MUSIC при размерности сигнального подпространства $N = 2$ (окружности) и истинных значений разностей оптических путей (сплошные линии)

Эти ошибки, скорее всего, вызваны паразитными перекрестными помехами между компонентами [21]. Чтобы уменьшить эти перекрестные помехи, были произведены новые расчеты заведомо избыточным значением $N = 10$. Соответствующие В-сканы, полученные при помощи ДПФ с окном Блэкмана и методом MUSIC, показаны на рис. 3. В случае $N = 10$ имеется большое количество ложных интерференционных компонент, однако целевые изменения разности оптических путей однозначно соответствуют значениям, оцененным методом MUSIC. Важно отметить, что четкие траектории точек могут наблюдаться даже при минимальной ширине второго слоя в диапазоне от 2 до 4 мкм, что в несколько раз меньше теоретического предела, заданного соотношением (1).

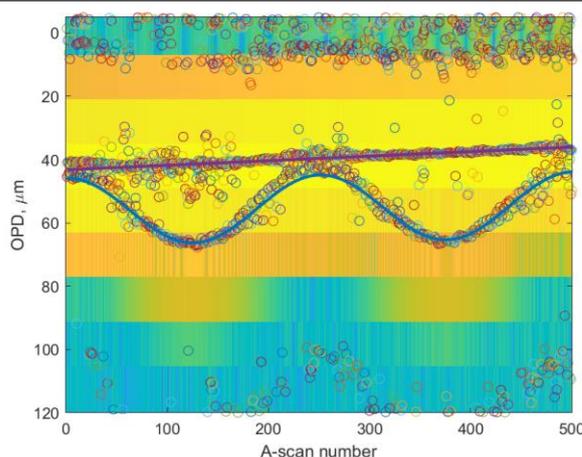


Рис. 3. Сравнение В-скана, вычисленного напрямую при помощи ДПФ (цветовая карта), значений разностей оптических путей, найденных методом MUSIC при размерности сигнального подпространства $N = 10$ (окружности) и истинных значений разностей оптических путей (сплошные линии)

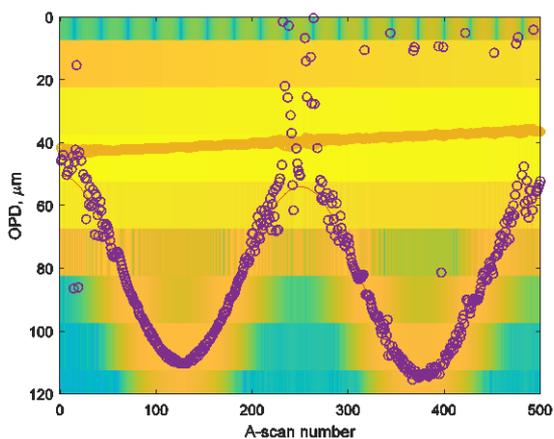


Рис. 4. Сравнение В-скана, вычисленного напрямую при помощи ДПФ (цветовая карта), значений разностей оптических путей, найденных методом MUSIC при размерности сигнального подпространства $N = 2$ (окружности) и истинных значений разностей оптических путей (сплошные линии) при хроматической дисперсии второго слоя

Также моделирование было проведено для случая наличия хроматической дисперсии второй среды. При этом геометрические координаты слоев задавались согласно формулам (5) и (6), а величина n_2 задавалась в рабочем диапазоне длин волн согласно формуле Зельмеера для кремния [22]. Результирующий В-скан и параметры интерференционных компонент, оцененные методом MUSIC, представлены на рис. 4 в случае размерности сигнального подпространства $N = 2$. Следует отметить, что при вычислении В-скана при помощи преобразования Фурье наблюдается уширение компоненты, соответствующей второй границе, в отличие от использования метода MUSIC.

IV. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В работе была продемонстрирована возможность улучшения разрешения ОКТ-изображений посредством применения алгоритма MUSIC для обработки интерференционных сигналов вместо используемого обычно дискретного преобразования Фурье. Полученные ОКТ-изображения для смоделированных интерференционных сигналов показали, что с увеличением толщины слоев точность оценки глубины залегания отражающих границ повышается. Это справедливо как в случае отсутствия хроматической дисперсии в образце, так и при ее наличии. Также оказалось, что в случае произвольно заданного числа гармонических компонент в интерференционном сигнале алгоритм MUSIC дает недостоверные оценки расположения границ слоев. Для решения этой проблемы в будущем планируется поиск метода предварительной оценки числа гармонических составляющих в регистрируемом оптическом сигнале.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

[1] Huang D. et al. Optical coherence tomography // Science. American Association for the Advancement of Science, 1991. Vol. 254, № 5035. P. 1178–1181.

[2] Leitgeb R.A. En face optical coherence tomography: a technology review [Invited] // Biomed. Opt. Express. The Optical Society, 2019. Vol. 10, № 5. P. 2177.

[3] Fercher A.F., Mengedocht K., Werner W. Eye-length measurement by interferometry with partially coherent light // Opt. Lett. The Optical Society, 1988. Vol. 13, № 3. P. 186.

[4] Azimipour M. et al. Functional retinal imaging using adaptive optics swept-source OCT at 16 MHz // Optica. The Optical Society, 2019. Vol. 6, № 3. P. 300.

[5] de Moura J. et al. Intraretinal Fluid Pattern Characterization in Optical Coherence Tomography Images // Sensors. MDPI AG, 2020. Vol. 20, № 7. P. 2004.

[6] Pahlevaninezhad H. et al. Nano-optic endoscope for high-resolution optical coherence tomography in vivo // Nat. Photonics. Nature Publishing Group, 2018. Vol. 12, № 9. P. 540–547.

[7] Tearney G.J. et al. In vivo endoscopic optical biopsy with optical coherence tomography // Science. American Association for the Advancement of Science, 1997. Vol. 276, № 5321. P. 2037–2039.

[8] Wang J. et al. A FBG-OCT catheter to reconstruct vascular shape in intravascular optical coherence tomography // IEEE Photonics Technol. Lett. IEEE, 2019. Vol. 31, № 9. P. 701–704.

[9] Gan Y., Fleming C.P. Extracting three-dimensional orientation and tractography of myofibers using optical coherence tomography // Biomed. Opt. Express. The Optical Society, 2013. Vol. 4, № 10. P. 2150–2165.

[10] Li Q. et al. Vectorial birefringence imaging by optical coherence microscopy for assessing fibrillar microstructures in the cornea and limbus // Biomed. Opt. Express. The Optical Society, 2020. Vol. 11, № 2. P. 1122–1138.

[11] Drexler W. Ultrahigh-resolution optical coherence tomography // J. Biomed. Opt. SPIE-Intl Soc Optical Eng, 2004. Vol. 9, № 1. P. 47.

[12] Ушаков Н.А., Маковецкая Т.А. Маркварт А.А., Лиокумович Л.Б. Теоретические основы квантовой спектральной оптической когерентной томографии с частотным сканированием // Письма в ЖЭТФ. 2023. Т. 117, № 1. С. 29–36.

[13] Hitzengerber C.K. et al. Dispersion effects in partial coherence interferometry: implications for intraocular ranging // J. Biomed. Opt. SPIE, 1999. Vol. 4, № 1. P. 144–151.

[14] Aumann S. et al. Optical Coherence Tomography (OCT): Principle and Technical Realization // High Resolution Imaging in Microscopy and Ophthalmology. Springer International Publishing, 2019. P. 59–85.

[15] Rife D.C., Boorstyn R.R. Multiple tone parameter estimation from discrete time observations // Bell Syst. Tech. J. 1976. Vol. 55, № 9. P. 1389–1410.

[16] Schmidt R.O. Multiple emitter location and signal parameter estimation // IEEE Trans. ANTENNAS Propag. 1986. Vol. AP-34, № 3. P. 276–280.

[17] Rao B.D., Hari K.V.S. Performance Analysis of Root-Music // IEEE Trans. Acoust. Speech Signal Process. 1989. Vol. 37, № 12. P. 1939–1949.

[18] Li Y. et al. Super-resolution demodulation for fiber sensor arrays based on the MUSIC algorithm // Opt. Lett. Optica Publishing Group, 2022. Vol. 47, № 10. P. 2390–2393.

[19] Langoju R., Patil A., Rastogi P. Super-resolution Fourier transform method in phase shifting interferometry // Opt. Express. The Optical Society, 2005. Vol. 13, № 18. P. 7160.

[20] Ushakov N., Markvart A., Liokumovich L. Singlemode-Multimode-Singlemode Fiber-Optic Interferometer Signal Demodulation Using MUSIC Algorithm and Machine Learning: 11 // Photonics. Multidisciplinary Digital Publishing Institute, 2022. Vol. 9, № 11. P. 879.

[21] Маркварт А.А., Лиокумович Л.Б., Ушаков Н.А. Синтез оконных функций для снижения методических ошибок мультиплексированных волоконно-оптических датчиков // Научно-Технические Ведомости СПбГПУ Физико-Математические Науки. 2022. Т. 57, № 3. С. 185–200.

[22] Григорьев И.С., Мейлихов Е.З. Физические величины. Москва: Энергоатомиздат, 1991. 1230 с.