

ФИЗИЧЕСКИЕ ПРИБОРЫ ДЛЯ ЭКОЛОГИИ, МЕДИЦИНЫ, БИОЛОГИИ

УДК 681.787

НОВЫЙ МЕТОД ПОДАВЛЕНИЯ АРТЕФАКТОВ ДВИЖЕНИЯ В СПЕКТРАЛЬНОЙ ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ

© 2023 г. С. Ю. Ксенофонов^{а,*}, П. А. Шилягин^а, Д. А. Терпелов^а,
Д. В. Шабанов^а, В. М. Геликонов^а, Г. В. Геликонов^а

^аФедеральный исследовательский центр Институт прикладной физики им. А.В. Гапонова-Грехова РАН
Россия, 603950, Н. Новгород, ул. Ульянова, 46

*e-mail: xep@appl.sci-nnov.ru

Поступила в редакцию 03.02.2023 г.

После доработки 13.03.2023 г.

Принята к публикации 17.05.2023 г.

Описан новый метод обработки сигналов спектральной оптической когерентной томографии, который предназначен для эффективного подавления артефактов движения в условиях большой глубины зондирования. Особенности этого метода позволили применить его в составе отоскопической системы спектральной оптической когерентной томографии, что обеспечило высокое качество визуализации в реальном времени.

DOI: 10.31857/S0032816223050312, EDN: LCALDX

1. ВВЕДЕНИЕ

Работа посвящена решению ряда задач, связанных с созданием прибора, предназначенного для исследования барабанной полости уха человека и использующего методы спектральной оптической когерентной томографии (ОКТ). Основная область применения спектральной ОКТ — это визуализация внутренней структуры приповерхностных биологических тканей [1]. Для этого в спектральной ОКТ используется зондирование объекта маломощным широкополосным оптическим излучением ближнего инфракрасного диапазона. Излучение рассеивается на неоднородностях исследуемой среды. Рассеянная назад часть излучения регистрируется интерферометрическим способом, и далее осуществляется математическая обработка оптического спектра этого интерференционного сигнала. Эта обработка позволяет осуществить синтез изображения, которое соответствует пространственному распределению рассеивающих неоднородностей внутри исследуемого объекта. Малая мощность зондирующего излучения обеспечивает неинвазивность исследования.

В Институте прикладной физики (ИПФ) РАН создана отоскопическая спектральная ОКТ-система, предназначенная для получения трёхмерного изображения барабанной перепонки человека *in vivo* в реальном времени.

Важной особенностью этой ОКТ-системы является сравнительно большая глубина исследуемого пространства (более 4 мм).

Кроме того, специфика применения этой ОКТ-системы предполагает следующее. Пользователь должен иметь возможность контролировать текущее положение сканирующего зонда относительно исследуемого участка и осуществлять поиск необходимой области по ОКТ-изображениям, которые синтезируются в реальном времени. Эти манипуляции предполагают возможность интенсивных перемещений зонда. Одной из особенностей спектральных ОКТ-систем является возможность возникновения искажений и артефактов при быстрых перемещениях зонда относительно исследуемого объекта вдоль направления зондирующего пучка. Авторами был предложен и разработан метод обработки сигналов спектральной ОКТ, подавляющий артефакты такого рода. Описанию этого метода посвящена данная статья.

2. ОТОСКОПИЧЕСКАЯ СПЕКТРАЛЬНАЯ ОКТ-СИСТЕМА

Структурная схема отоскопической ОКТ-системы, разработанной в ИПФ РАН, представлена на рис. 1.

Интерферометрическая схема и микроэлектромеханическое зеркало, обеспечивающее поперечное перемещение зондирующего пучка, размещаются в корпусе ручного зонда.

Кроме того, внутри корпуса зонда располагается видеочка с интерфейсом USB 2.0 и светодиодной подсветкой. Она предназначена как для

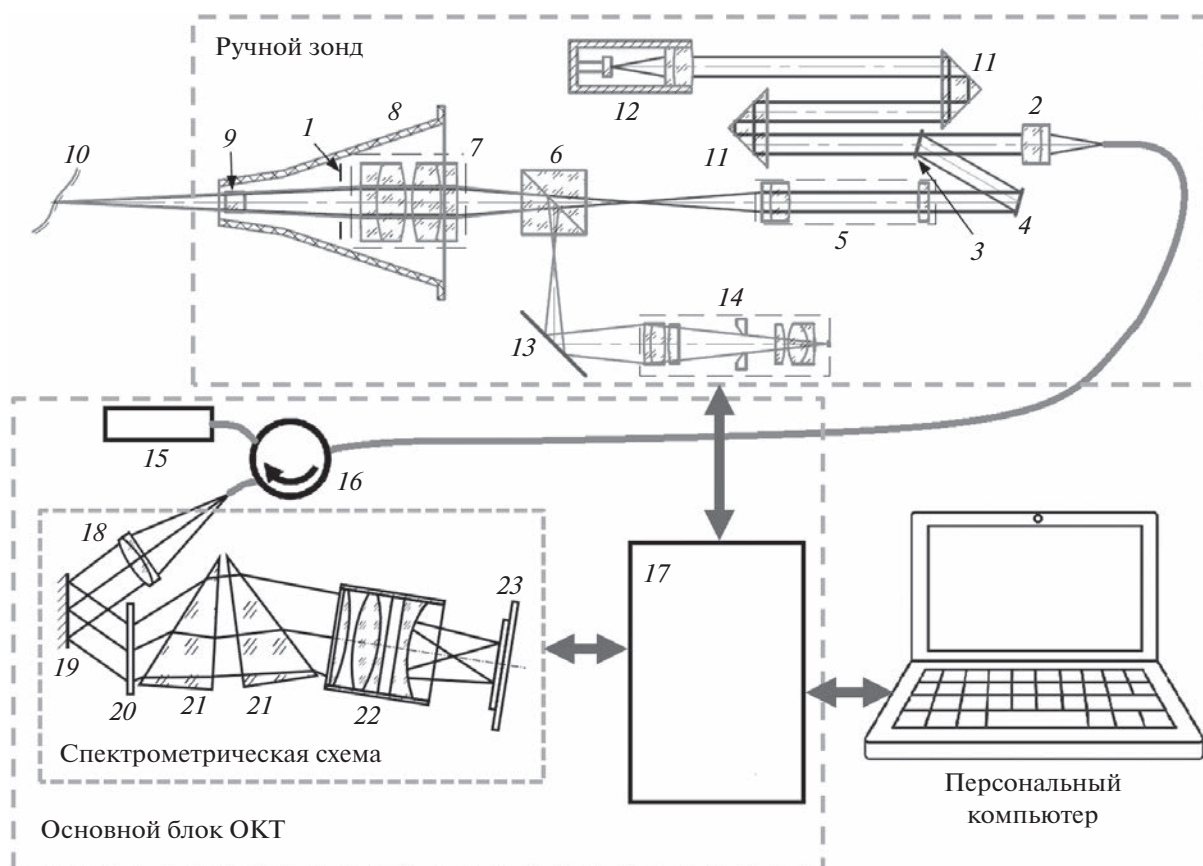


Рис. 1. Структурная схема отоскопической спектральной ОКТ-системы: 1 – светодиодная подсветка, 2 – коллимирующая линза, 3 – частично прозрачное зеркало, 4 – сканирующее зеркало, 5 – фокусирующий телецентрический элемент, 6 – дихроичное зеркало, 7 – транслятор-увеличитель, 8 – стандартная ушная воронка, 9 – выходное окно зонда, 10 – поверхность барабанной перепонки, 11 – призма с полным внутренним отражением, 12 – отражатель опорного плеча с модулируемой длиной, 13 – зеркало, 14 – USB-видеокамера в сборе, 15 – источник зондирующего излучения, 16 – волоконный циркулятор, 17 – модуль сбора данных и управления, 18 – коллимирующий элемент с оптоволоконным интерфейсом, 19 – золотое зеркало, 20 – просветная голографическая дифракционная решетка, 21 – компоненты составной призмы-корректора, 22 – фокусирующий элемент, 23 – сенсор линейного сканирования.

вспомогательного визуального контроля текущего положения зонда, так и для выполнения функций стандартного видеотоскопа.

Зонд соединяется электрооптическим кабелем с основным блоком ОКТ-системы, в котором расположены блок питания, источник зондирующего излучения, система сбора данных и управления [2, 3] и спектрометрическая схема [4]. Спектрометрическая схема выполнена на базе дифракционной решетки и сенсора линейного сканирования, состоящего из 512 InGaAs-фотоэлементов с производительностью примерно 20000 А-сканов/с.

Эта спектральная ОКТ-система выполнена в виде аппаратно-программного комплекса, в котором функции обработки, управления и визуализации осуществляет стандартный персональный компьютер, с которым основной блок ОКТ-системы соединяется через интерфейс USB 2.0.

Центральная длина волны зондирующего излучения в этой ОКТ-системе имеет величину примерно 1.3 мкм. Продольная разрешающая способность этой ОКТ-системы около 10 мкм. Ее поперечная разрешающая способность примерно 20 мкм. Эта ОКТ-система позволяет визуализировать объем около $4.5 \times 4.5 \times 4.5 \text{ мм}^3$.

3. МЕТОДЫ ОБРАБОТКИ СИГНАЛОВ СПЕКТРАЛЬНОЙ ОКТ-СИСТЕМЫ

В спектральной ОКТ-системе сигнал одного А-скана, зарегистрированный на выходе сенсора линейного сканирования, имеет вид, показанный на рис. 2.

Эти сигналы, следующие друг за другом и синхронизированные с сигналом управления поперечным сканированием, являются исходными данными для синтеза В-скана (двумерного ОКТ-изображения). Эти сигналы являются спектраль-

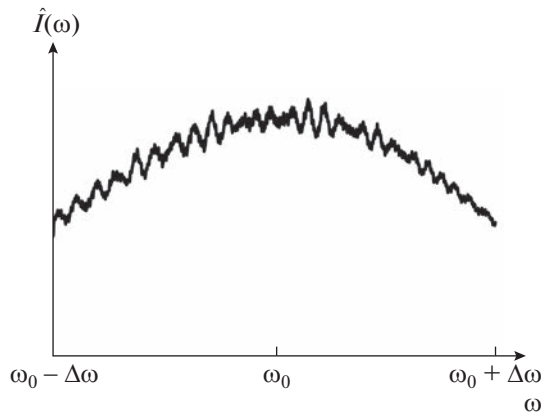


Рис. 2. Пример исходных данных А-скана, получаемых на выходе сенсора линейного сканирования спектральной ОКТ-системы.

ным распределением результата интерференции опорного излучения с излучением, рассеянным в обратном направлении неоднородностями исследуемого объекта. Такой сигнал можно представить в виде

$$\hat{I}(\omega) = A(\omega) + C(\omega) \cos\left(\frac{2\omega Z}{c}\right), \quad (1)$$

где Z — оптическая разность хода опорного и рассеянного излучения, c — скорость света, ω — круговая частота оптического излучения.

В выражении (1) величина $\hat{I}(\omega)$ представлена как сумма автокорреляционной $A(\omega)$ и кросс-корреляционной $C(\omega) \cos(2\omega Z/c)$ компонент [5]. При правильной калибровке интерферометрической системы переменная Z исполняет роль координаты, которая направлена вдоль зондирующего пучка в глубину исследуемого объекта. Поэтому

распределение показателя обратного рассеяния вдоль этой координаты Z можно получить в виде преобразования Фурье [6] от функции

$$\bar{I}(\omega) = \hat{I}(\omega) - A(\omega). \quad (2)$$

Поскольку спектральное распределение $\hat{I}(\omega)$, которое является исходным в выражении (2), регистрируется в виде дискретной последовательности из 512 элементов, применяется быстрое преобразование Фурье.

Известны различные способы исключения автокорреляционной компоненты [5, 7–9]. В некоторых из них используется сложный спектральный анализ интерферометрического сигнала [5]. Другие способы предполагают предварительные измерения и дальнейшее использование ранее сохраненных результатов [7]. Есть способы, которые требуют наличия в ОКТ-системе дополнительных оптических каналов и средств дополнительной регистрации оптического сигнала [8]. Некоторые способы для ускорения процедуры опираются на ограниченное количество измерений [9], что снижает точность определения автокорреляционной составляющей.

Нами был использован метод, который не требует дополнительных измерений и сложных вычислений, опирается на большое количество данных, учитывает текущие факторы, влияющие на форму автокорреляционной компоненты (такие как спектральная плотность зондирующего излучения и чувствительность сенсора линейного сканирования), и их изменения. Представим исходные данные В-скана, состоящего из 1024 А-сканов, в виде двумерного массива $\hat{I}_{w,x}$, где w — номер спектрального отсчета (или номер элемента сенсора линейного сканирования), x — номер А-скана в В-скане. Тогда зависимость автокорре-

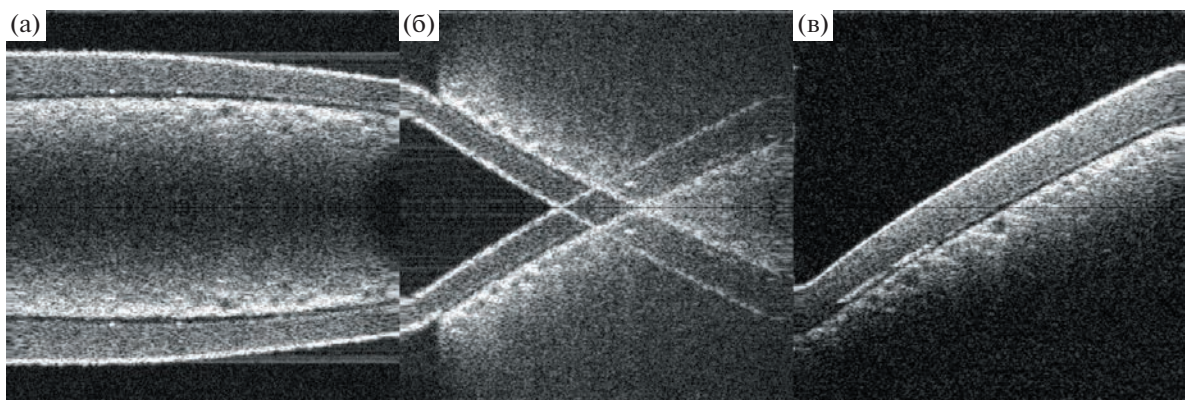


Рис. 3. ОКТ-изображение: **а** — результат синтеза ОКТ-изображения при помощи преобразования (4), **б** — результат синтеза ОКТ-изображения при помощи преобразования (4), когда поверхность тестового объекта не ортогональна направлению зондирующего пучка, **в** — результат синтеза ОКТ-изображения при помощи последовательности преобразований (6)–(8).

ляционной компоненты от номера спектрального отсчета имеет вид

$$A_w = \frac{1}{1024} \sum_{x=0}^{1023} \hat{I}_{w,x}, \quad w \in 0 \dots 511. \quad (3)$$

Другими словами, A_w — это результат усреднения значений каждого спектрального отсчета в В-скане по поперечной координате x .

Тогда простейший вариант синтеза ОКТ-изображения можно представить в виде

$$\hat{F}_{Z,x} = 20 \lg \left(\left| FFT_{w \rightarrow Z} \left((\hat{I}_{w,x} - A_w) D_w \right) \right| + 1 \right), \quad (4)$$

$$Z \in 0 \dots 511, \quad w \in 0 \dots 511, \quad x \in 0 \dots 1023,$$

где $FFT_{w \rightarrow Z}$ — это быстрое преобразование Фурье по соответствующей координате, D_w — множитель, компенсирующий неравномерность спектральной плотности зондирующего излучения и неравномерность спектральной чувствительности сенсора линейного сканирования. Получение изображения $\hat{F}_{Z,x}$ может быть выполнено только после приема сигналов всех 1024 А-сканов, составляющих В-скан.

На рис. 3а представлен результат такого вычисления при сканировании тестового объекта в виде матовой силиконовой пленки толщиной около 0.3 мм, приклеенной к жесткому основанию двусторонней липкой лентой толщиной примерно 1 мм. Сверху мы видим силиконовую пленку. Ниже мы видим липкую ленту, нижняя граница которой не видна, так как она недостаточно прозрачна для этого.

Нижняя половина изображения является “зеркальным” отражением верхней. Это типичный “зеркальный” артефакт, который является следствием эрмитовости фурье-образа [5]. Для ОКТ-систем, предназначенных для исследования кожи, слизистой оболочки, серозных тканей и даже для офтальмологических систем, это не является большой проблемой. Например, в данном случае (рис. 3а) можно просто не отображать (обрезать) нижнюю половину изображения. Однако наличие “зеркальной” компоненты в изображении составляет большую проблему для отоскопической ОКТ-системы. Дело в том, что барабанная перепонка располагается не ортогонально относительно направления наружного слухового канала, т. е. относительно основного направления зондирующего пучка. Такая ситуация проиллюстрирована на рис. 3б. Здесь поверхность такого же тестового объекта в значительной степени не ортогональна направлению зондирующего пучка. Ситуация осложняется тем, что “зеркальные” артефакты в таком изображении при перемещении зонда вдоль направления зондирующего пучка движутся в противоположную сторону относительно основных компонентов изображения.

Это сильно мешает пользователю осуществлять поиск нужного участка.

Кроме того, нужно учитывать тот факт, что в случае отоскопической ОКТ-системы наибольшая часть визуализируемого объема — это воздушное пространство. Таким образом, сигнал рассеяния недостаточно сильно затухает вдоль направления зондирования. Это приводит к тому, что регистрируемый сигнал зачастую превышает диапазон регистрируемой глубины, определяемой спектральным разрешением приемного узла. Это провоцирует нарушение критерия Котельникова и приводит к многократному появлению объекта в области визуализации при продольном перемещении зонда.

Таким образом для отоскопической ОКТ-системы требуется относительно большая глубина визуализации, а также необходимы эффективные методы подавления “зеркальных” артефактов.

Для решения этих задач был использован метод модуляции длины пробега опорной волны, описанный в работе [10]. Соответствующее синхронизированное изменение длины опорного плеча интерферометра позволяет зарегистрировать исходный сигнал в виде

$$\hat{I}_n(\omega) = A(\omega) + C(\omega) \cos \left(\frac{2\omega Z}{c} + \frac{\pi}{2} n \right), \quad (5)$$

где n — текущий номер А-скана в непрерывной последовательности с момента старта сканирования.

Сформированные способом (5) исходные данные $\hat{I}_{w,x}$ могут быть подвергнуты преобразованию Гильберта следующим образом:

$$F'_{w,X} = FFT_{x \rightarrow X}(\hat{I}_{w,x}), \quad (6)$$

$$w \in 0 \dots 511, \quad x \in 0 \dots 1023, \quad X \in 0 \dots 1023;$$

$$I_{w,x} = IFFT_{X \rightarrow x}(F'_{w,X} D'_X), \quad (7)$$

$$w \in 0 \dots 511, \quad x \in 0 \dots 511, \quad X \in 0 \dots 511;$$

$$\hat{F}_{Z,x} = 20 \lg \left(\left| FFT_{w \rightarrow Z}(I_{w,x} D_w) \right| + 1 \right), \quad (8)$$

$$Z \in 0 \dots 511, \quad w \in 0 \dots 511, \quad x \in 0 \dots 511.$$

В этом случае зеркальный артефакт будет подавлен. В преобразовании (7) D'_X — множитель, который позволяет осуществить фурье-фильтрацию когерентных помех и автокорреляционной компоненты. Результат применения преобразования (6)–(8) представлен на рис. 3в.

Однако в процессе быстрых перемещений зонда вдоль направления зондирующего пучка эффект Доплера вызывает частичное появление зеркальных артефактов и подавление основного изображения. В работе [10] был описан способ фазовой коррекции, призванный подавлять артефакты такого рода. Он использует частичную вза-

имную корреляцию соседних А-сканов за счет их частичного взаимного перекрытия.

Этот метод был применен в данном случае в виде следующих преобразований:

$$F_{Z,x} = FFT_{w \rightarrow Z}(I_{w,x}), \quad Z \in 0 \dots 511, \quad w \in 0 \dots 511, \quad x \in 0 \dots 511; \quad (9)$$

$$\Delta\varphi_{x+1} = \arg\left(\sum_{Z=0}^{511} F_{Z,x} F_{Z,x+1}^*\right), \quad x \in 0 \dots 510; \quad (10)$$

$$\varphi_0 = 0, \quad \varphi_x = \varphi_{x-1} + \Delta\varphi_x, \quad x \in 1 \dots 511; \quad (11)$$

$$I'_{w,x} = IFFT_{Z \rightarrow w}(IFFT_{X \rightarrow x}(FFT_{x \rightarrow X}(F_{Z,x} e^{-i\varphi_x}) D_X'')), \quad w \in 0 \dots 511, \quad X \in 0 \dots 511, \quad Z \in 0 \dots 511, \quad x \in 0 \dots 511; \quad (12)$$

$$\hat{F}_{Z,x} = 20\lg(|FFT_{w \rightarrow Z}(I'_{w,x} D_w)| + 1), \quad Z \in 0 \dots 511, \quad w \in 0 \dots 511, \quad x \in 0 \dots 511. \quad (13)$$

В выражении (9) $I_{w,x}$ — это результат преобразования (7) при $D'_0 = 0$, $D'_1 = D'_2 = \dots = D'_{511} = 1$. В выражении (10) $F_{Z,x+1}^*$ — это результат комплексного сопряжения значения $F_{Z,x+1}$. В преобразовании (12) множитель D_X'' имеет такое же назначение, как и множитель D_X' в преобразованиях (6)–(8).

4. МОДИФИКАЦИЯ МЕТОДА ФАЗОВОЙ КОРРЕКЦИИ

Практическое использование для отоскопической ОКТ-системы метода фазовой коррекции, состоящего из последовательности преобразований (6), (7), (9)–(13), выявило его некоторые недостатки для данной задачи. В условиях большой глубины области визуализации (примерно 4.5 мм по координате Z) артефакты эффективно подавляются только при малых скоростях продольного перемещения зонда. Таких преобразований достаточно для обеспечения численной стабилизации изображения в условиях 3D-сканирования, когда пользователь старается удерживать зонд неподвижно, а сканирующее зеркало меняет координату X быстро и циклично, координату Y медленно и в одном направлении. Однако преобразований (6), (7), (9)–(13) недостаточно в режиме поиска необходимого участка, когда пользователь интенсивно перемещает зонд вдоль наружного слухового канала, а сканирующее зеркало меняет координату X быстро и циклично при зафиксированном значении координаты Y . При этом артефакты движения проявляются спонтанно и фрагментарно и смешиваются с основным изображением, что мешает процедуре поиска.

Для устранения этих проблем была предложена следующая модификация метода фазовой коррекции.

Во-первых, отличие нового метода состоит в том, что фазовой коррекции подвергается не аналитический сигнал (результат преобразования Гильберта по координате X), а фурье-образ (процедура $FFT_{w \rightarrow Z}$) кросскорреляционной компоненты исходного сигнала, модулированного в виде (5).

Во-вторых, в новом методе предлагается способ разделения основных и “зеркальных” компонент томографического изображения. Для этого учитывается тот факт, что при смещении зонда фазовый сдвиг у этих компонент происходит в разных направлениях. Это позволяет по-разному корректировать фазу у соответствующих элементов изображения. В терминах фурье-пространства это позволяет стабилизировать “зеркальные” компоненты томограммы в области отрицательных пространственных частот, чтобы потом отсеять их при помощи преобразования Гильберта и фурье-фильтрации.

Представим фурье-образ кросскорреляционной компоненты исходного сигнала в виде

$$\tilde{F}_{Z,x} = FFT_{w \rightarrow Z}(\hat{I}_{w,x} - A_w), \quad Z \in 0 \dots 511, \quad w \in 0 \dots 511, \quad x \in 0 \dots 1023; \quad (14)$$

$$\tilde{F}_{Z,x} = \tilde{F}_{Z,x-1} \tilde{F}_{Z,x}^*, \quad Z \in 0 \dots 511, \quad x \in 1 \dots 1023. \quad (15)$$

Введем коэффициенты, необходимые для выделения отдельных групп основных и “зеркальных” компонент томографического изображения:

$$p_{Z,x} = \begin{cases} 1, & \text{если } \text{Im}(\tilde{F}_{Z,x}) \geq 0 \\ 0, & \text{если } \text{Im}(\tilde{F}_{Z,x}) < 0, \end{cases} \quad Z \in 0 \dots 511, \quad x \in 1 \dots 1023, \quad p_{Z,0} = 0; \quad (16)$$

$$n_{Z,x} = \begin{cases} 0, & \text{если } \text{Im}(\tilde{F}_{Z,x}) \geq 0 \\ 1, & \text{если } \text{Im}(\tilde{F}_{Z,x}) < 0, \end{cases} \quad Z \in 0 \dots 511, \quad x \in 1 \dots 1023, \quad n_{Z,0} = 0. \quad (17)$$

Тогда соответствующие разности фаз могут быть вычислены и использованы следующим образом:

$$\Delta\varphi_x^+ = \arg\left(\sum_{Z=0}^{511} \tilde{F}_{Z,x} p_{Z,x}\right) - \frac{\pi}{2}, \quad x \in 1 \dots 1023; \quad (18)$$

$$\Delta\varphi_x^- = \arg\left(\sum_{Z=0}^{511} \tilde{F}_{Z,x} n_{Z,x}\right) + \frac{\pi}{2}, \quad x \in 1 \dots 1023; \quad (19)$$

$$\varphi_0^+ = 0, \quad \varphi_x^+ = \varphi_{x-1}^+ + \Delta\varphi_x^+, \quad x \in 1 \dots 1023; \quad (20)$$

$$\varphi_0^- = 0, \quad \varphi_x^- = \varphi_{x-1}^- + \Delta\varphi_x^-, \quad x \in 1 \dots 1023; \quad (21)$$

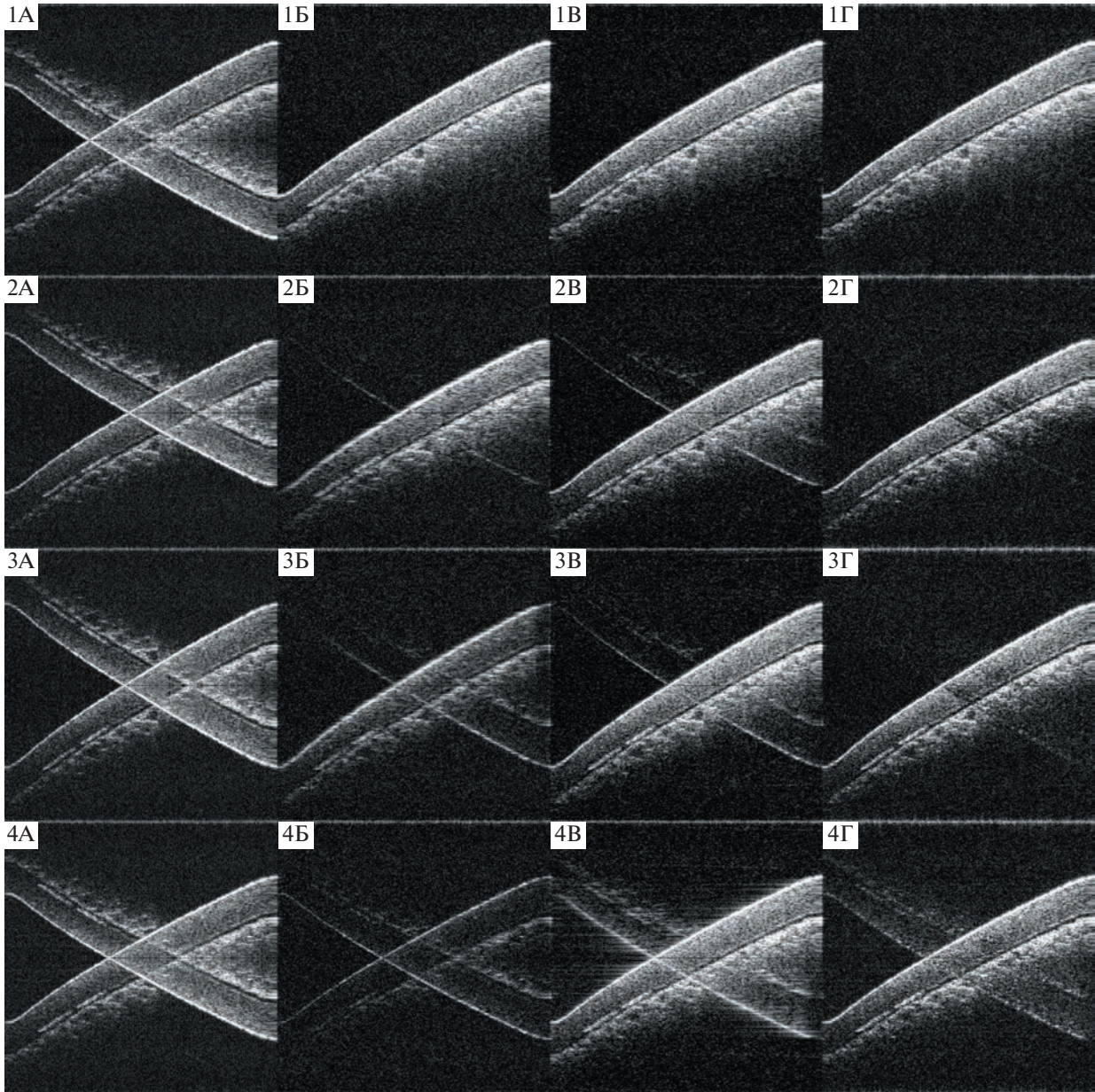


Рис. 4. Сравнительная иллюстрация результатов синтеза ОКТ-изображения различными методами при разных скоростях продольного движения тестового образца.

$$\bar{F}_{Z,x} = \tilde{F}_{Z,x} e^{-i(\Phi_x^+ p_{Z,x} + \Phi_x^- n_{Z,x})}, \quad (22)$$

$$Z \in 0 \dots 511, \quad x \in 0 \dots 1023;$$

$$T_{Z,X} = FFT_{x \rightarrow X}(\bar{F}_{Z,x}), \quad (23)$$

$$Z \in 0 \dots 511, \quad X \in 0 \dots 1023, \quad x \in 0 \dots 1023;$$

$$N_{w,X} = IFFT_{Z \rightarrow w}(T_{Z,X}), \quad (24)$$

$$Z \in 0 \dots 511, \quad w \in 0 \dots 511, \quad X \in 0 \dots 511;$$

$$\bar{T}_{Z,X} = FFT_{w \rightarrow Z}(N_{w,X} D_w), \quad (25)$$

$$Z \in 0 \dots 511, \quad w \in 0 \dots 511, \quad X \in 0 \dots 511;$$

$$\hat{F}_{Z,x} = 20 \lg(|IFFT_{X \rightarrow x}(\bar{T}_{Z,X} D'_X)| + 1), \quad (26)$$

$$Z \in 0 \dots 511, \quad X \in 0 \dots 511, \quad x \in 0 \dots 511.$$

В преобразовании (14) $\hat{I}_{w,x}$ – это сформированные способом (5) исходные данные, A_w – автокорреляционная компонента, выделенная методом (3). Процедуры (16), (17) описывают критерий, по которому определяется, каким в наибольшей степени является данный элемент изображения (основным или “зеркальным”). В преобразованиях (18), (19) учитывается разность фаз, определяемая модуляци-



Рис. 5. Приспособление для обеспечения движения тестового образца.

ей (5). Множители D_w и D'_x имеют такой же вид и назначение, как в преобразованиях (6)–(8).

Для оценки эффективности данного метода и сравнения его с методами обработки сигналов спектральной ОКТ, описанными выше, был выполнен эксперимент, результаты которого представлены на рис. 4. На этой иллюстрации изображения А соответствуют простейшему варианту синтеза ОКТ-изображения в виде (4), изображения Б соответствуют последовательности преобразований (6)–(8), изображения В соответствуют последовательности преобразований (6), (7), (9)–(13), а изображения Г соответствуют новому методу фазовой коррекции, т.е. последовательности преобразований (14)–(26). Изображения в первом (верхнем) ряду получены при нулевой скорости продольного (вертикального на изображении) перемещения тестового объекта. Изображения во втором, в третьем и в четвертом рядах

получены при скорости продольного перемещения тестового объекта примерно 2.2 мм/с, 3 мм/с и 3.4 мм/с соответственно.

Скорость перемещения тестового объекта оценивалась следующим образом. Глубина визуализируемого объема была измерена при помощи регистрации отражений от тестового объекта, закрепленного на микрометрической подвижке и перемещаемого при ее помощи вдоль направления зондирующего пучка. Тестовый объект был прикреплен к центру мембраны акустического динамика (рис. 5), которая колебалась по синусоидальному закону.

При помощи данной ОКТ-системы регистрировалась и визуализировалась соответствующая последовательность В-сканов. Частота и амплитуда колебаний мембраны задавались при помощи лабораторного генератора. Таким образом, зная амплитуду колебаний мембраны и частоту следования В-сканов, можно с достаточной точностью поставить в соответствие каждому В-скану мгновенную скорость перемещения тестового объекта.

Рисунок 4 показывает, что предложенный новый метод фазовой коррекции лучше справляется с подавлением артефактов движения, обладает лучшей зависимостью степени подавления артефактов от скорости перемещения и не вносит существенных искажений в основной сигнал.

Стоит отметить, что новый метод фазовой коррекции не является идеальным. На иллюстрации видно, что в местах пересечения основного и “зеркального” элементов изображения происходит лишнее вычитание. Но искажения такого рода незначительны и не мешают пользователю производить поиск необходимого участка.

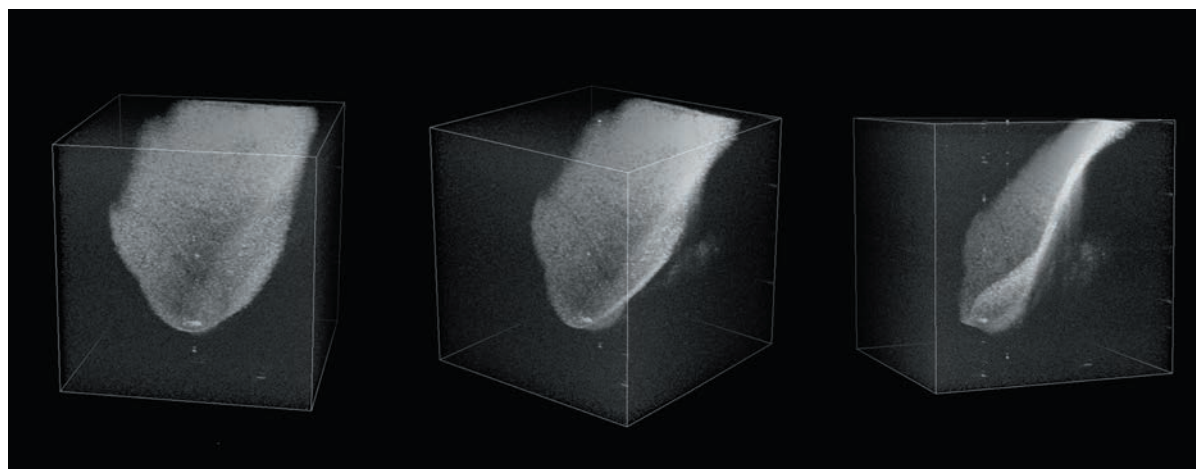


Рис. 6. Трехмерное изображение участка барабанной перепонки человека, полученное *in vivo* в реальном времени.

5. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Описанный в данной работе метод обработки сигналов спектральной ОКТ, подавляющий артефакты продольного перемещения зонда, удовлетворяет условиям применения в отоскопической спектральной ОКТ-системе.

Структура математических манипуляций в предложенном методе позволяет использовать их в рамках метода асинхронных параллельных вычислений, описанных в работе [11], что обеспечивает высококачественную 3D-визуализацию в реальном времени. Это было продемонстрировано при использовании данного метода в составе аппаратно-программного комплекса отоскопической спектральной ОКТ-системы, разрабатываемой в ИПФ РАН. Результат работы этой системы представлен на рис. 6.

Представленная спектральная отоскопическая ОКТ-система не имеет мировых аналогов.

ФИНАНСИРОВАНИЕ РАБОТЫ

Работа выполнена в рамках государственного задания Института прикладной физики РАН (проект № FFUF-2021-0013).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Optical coherence tomography: Technology and applications / Ed. W. Drexler, J.G. Fujimoto. Sec. ed. Cham: Springer, 2015. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-06419-2>
2. Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Терпелов Д.А., Шилягин П.А. // ПТЭ. 2012. № 3. С. 100.
3. Терпелов Д.А., Ксенофонтов С.Ю., Геликонов Г.В., Геликонов В.М., Шилягин П.А. // ПТЭ. 2017. № 6. С. 94. <https://doi.org/10.7868/S0032816217060143>
4. Ксенофонтов С.Ю., Кунаев А.В., Василенкова Т.В., Терпелов Д.А., Шилягин П.А., Моисеев А.А., Геликонов Г.В. // ПТЭ. 2021. № 5. С. 131. <https://doi.org/10.31857/S0032816221040224>
5. Leitgeb R.A., Wojtkowski M. Optical coherence tomography: Technology and applications / Ed. W. Drexler, J.G. Fujimoto. Sec. Ed. Berlin: Springer, 2015. P. 195. https://doi.org/10.1007/978-3-319-06419-2_7
6. Fercher A.F. // J. Biomedical Optics. 1996. V. 1. № 2. P. 157. <https://doi.org/10.1117/12.231361>
7. Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Касаткина И.В., Терпелов Д.А., Шилягин П.А. // Оптика и спектроскопия. 2009. Т. 106. С. 983.
8. Ai J., Wang L.V. // Opt. Lett. 2005. V. 30. P. 2939. <https://doi.org/10.1364/OL.30.002939>
9. Leitgeb R.A., Hitzenberger C.K., Fercher A.F., Bajraszewski T. // Opt. Lett. 2003. V. 28. P. 2201. <https://doi.org/10.1364/OL.28.002201>
10. Ксенофонтов С.Ю., Шилягин П.А., Терпелов Д.А., Новожиллов А.А., Геликонов В.М., Геликонов Г.В. // ПТЭ. 2020. № 1. С. 136. <https://doi.org/10.31857/S003281622001005X>
11. Ксенофонтов С.Ю. // ПТЭ. 2019. № 3. С. 17. <https://doi.org/10.1134/S0032816219030078>