

УДК 535-4,535.012.21+616-073.55

## ПОДАВЛЕНИЕ АРТЕФАКТОВ, ВЫЗВАННЫХ НЕИДЕНТИЧНОСТЬЮ ПАРАЛЛЕЛЬНЫХ КАНАЛОВ ПРИЁМА СИГНАЛА В СПЕКТРАЛЬНОЙ ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ

*С. Ю. Ксенофонов\**, *Д. А. Терпелов*, *Г. В. Геликонов*, *П. А. Шулягин*, *В. М. Геликонов*

Институт прикладной физики РАН, г. Нижний Новгород, Россия

Исследованы причины возникновения артефактов в изображениях, получаемых методом спектральной оптической когерентной томографии с параллельным приёмом компонент оптического спектра, проявляющихся в повторении и наложении структурных элементов изображений исследуемой среды со смещением по глубине. Показано, что одним из источников этих артефактов является неидентичность передаточных характеристик каналов многоканальных фотоприёмных элементов. Предложен и экспериментально верифицирован численный метод подавления таких артефактов. Он основан на использовании моделей, параметры которых оцениваются по регистрируемому сигналу, и не требует априорной информации о передаточных характеристиках каналов. Работоспособность метода продемонстрирована в экспериментах по визуализации элементов среднего уха человека *in vivo*.

### ВВЕДЕНИЕ

Оптическая когерентная томография (ОКТ) как способ визуализации внутренней структуры оптически мутных сред активно развивается на протяжении последних 30 лет [1]. Наиболее широко оптическая когерентная томография используется в биомедицинских исследованиях для неинвазивного получения изображений внутренней структуры приповерхностных тканей живого организма (*in vivo*) с высоким пространственным разрешением, составляющим несколько микрон. Физический принцип оптической когерентной томографии основывается на зондировании объекта низкокогерентным излучением с интерферометрическим приёмом обратно рассеянных волн [2]. Фактически, метод оптической когерентной томографии представляет собой способ визуализации пространственного распределения коэффициента обратного рассеяния инфракрасного излучения на оптических неоднородностях внутри исследуемого объекта. Высокое пространственное разрешение метода оптической когерентной томографии обусловлено низкой когерентностью широкополосного излучения. Для зондирования используется непрерывное оптическое излучение с относительной шириной спектра в несколько процентов в ближнем инфракрасном диапазоне, в котором биологические ткани имеют минимальное поглощение (длина волны  $800 \div 1400$  нм).

Спектральный вариант метода оптической когерентной томографии (в англоязычной литературе *spectral domain OCT*) получил в последнее время наибольшее распространение. В этой модификации метода оптической когерентной томографии распределение картины обратного рассеяния по глубине формируется на основе фурье-преобразования спектральной функции, полученной при приёме оптического спектра суммы полей опорной и рассеянных назад волн [3]. Преимущество спектрального метода над используемым ранее корреляционным (*time domain*) методом [2] состоит в отсутствии механического сканирования в пределах всей глубины исследуемого объекта и в более полном использовании мощности рассеянного излучения. В результате в спектральном методе реализуется на порядок бóльшая скорость получения томографического изображения по сравнению с корреляционным методом [4]. Последнее является критически важным для получения в реальном времени достоверной информации о микромасштабной структуре

\* [xen@appl.sci-nnov.ru](mailto:xen@appl.sci-nnov.ru)

исследуемого объекта в условиях его постоянного физиологического движения. Спектральный способ приёма сигнала, однако, отличается не только высокой скоростью регистрации изображений, но также имеет ряд сложностей, без преодоления которых его диагностическая ценность оказывается существенно сниженной. Основным недостатком спектрального метода оптической когерентной томографии является большое количество факторов, вызывающих возникновение разнообразных артефактов в искомом изображении внутренней структуры исследуемого объекта [5]. Как правило, приповерхностные биоткани имеют слоистую структуру, поэтому артефакты в виде повторов и наложения структурных элементов в ОКТ-изображениях, повторяющие форму верхних слоёв, могут привести к появлению ложной информации. Артефакты такого типа характерны для спектральной ОКТ и могут быть обусловлены рядом причин, определяемых особенностями оптической схемы и методами приёма и обработки сигнала. В частности, в спектральной оптической когерентной томографии информация об оптической неоднородности, которая наблюдается при произвольной разности плеч интерферометра  $L$ , отображается в синусоидальной изрезанности оптического спектра интерференционного сигнала с периодом  $\Delta\nu = c/L$ . Поэтому для восстановления с помощью фурье-преобразования распределения оптических неоднородностей по глубине без искажений необходимо точное определение функции изрезанности оптического спектра на выходе спектрометра.

Данная статья посвящена методике устранения влияния одной из разновидностей артефактов, которая проявляется в виде повторов на ряде глубин элементов ОКТ-изображения, восстанавливаемого при фурье-преобразовании зарегистрированного оптического спектра интерферирующих опорного и рассеянных назад лучей.

## 1. СТРУКТУРА СПЕКТРАЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ

Представленные в данной статье экспериментальные данные получены с использованием спектральной ОКТ-системы, разработанной в ИПФ РАН и послужившей основой для семейства приборов, применяемых как в биомедицинских лабораторных исследованиях, так и в клинической практике [6–8]. Структурная схема волоконной ОКТ-системы, представляющая собой тандемное сочетание измерительного интерферометра [9] и компенсирующего интерферометра Майкельсона [10, 11] (см. рис. 1), в литературе известна как common path OCT [12]. В интерферометре Физо интерферируют волны, рассеянные назад в исследуемом объекте, с волной, отражённой от торца оптического волокна в сканирующем зонде. Разность длины хода лучей, полученная в интерферометре Физо ( $L_F = L_1 + L_2$ ), с целью восстановления интерференции компенсируется при помощи дополнительного интерферометра Майкельсона с соответствующей разницей длин плеч. Такая схема применяется для устранения влияния произвольных изгибов волоконного тракта сканирующего зонда на глубину интерференции и обеспечения воспроизводимости для сменных зондов [12, 13].

В приведённой на рис. 1 схеме излучение на выходе интерферометра раскладывается на спектральные компоненты при помощи дифракционной решётки и регистрируется ПЗС-фотоприёмником на основе линейки элементов. В рассматриваемой системе используется фотоприёмник SU512LD производства Sensors Unlimited (США), содержащий 512 фотоприёмных элементов InGaAs. Скорость получения ОКТ-информации с использованием интерфейса USB 2.0 [14] составила более 20 000 А-сканов/с.

Призма-компенсатор, расположенная в данной схеме после дифракционной решётки, предназначена для исключения процедуры передискретизации регистрируемых отсчётов за счёт ликвидация неэквидистантности по оптической частоте распределения спектральных компонент ин-

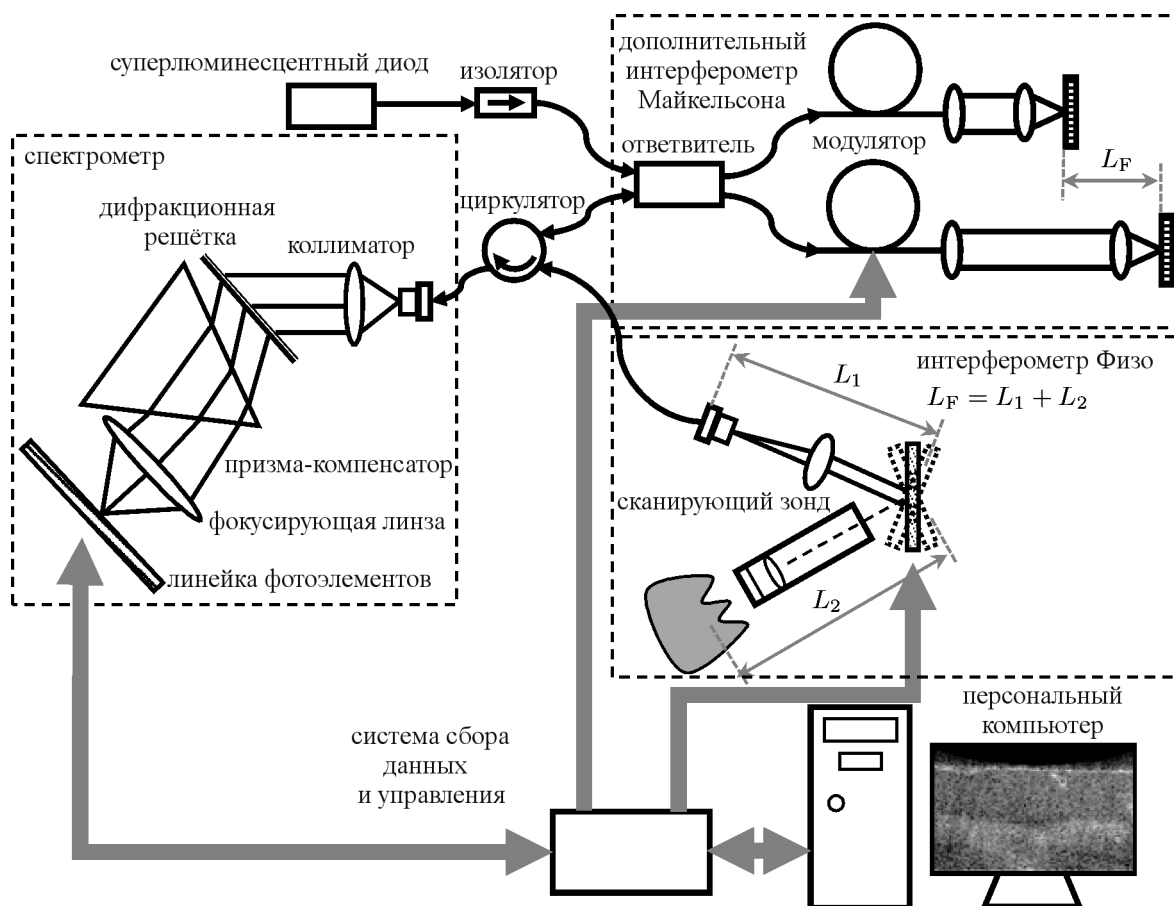


Рис. 1. Структурная схема устройства спектральной оптической когерентной томографии, реализуемого по тандемной схеме

терференционного сигнала на линейке фотоприёмников [15], что необходимо для использования быстрого преобразования Фурье при дальнейшей обработке.

## 2. АРТЕФАКТЫ В СПЕКТРАЛЬНОЙ ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ В ВИДЕ ПОВТОРОВ ЭЛЕМЕНТОВ ИЗОБРАЖЕНИЯ

Повторы структур, наблюдаемые в ОКТ-изображениях, могут быть обусловлены рядом причин: наличием слабо отражающих границ, последовательно расположенных вдоль оптического тракта сигнального или опорного лучей; наличием автокорреляционных компонент, возникающих при интерференции сложных сигналов; наличием поляризационных задержек в оптическом тракте и т. д. Компенсация влияния таких артефактов может быть осуществлена при использовании модуляции разности хода между опорной и рассеянной волнами [5, 16]. Кроме того, использование модуляции позволяет компенсировать влияние артефактов, которые являются следствием неравномерности спектра источника, наличия паразитных переотражений в оптической схеме и взаимной интерференции компонент зондирующей волны, рассеянных на разных глубинах [17].

Дополнительным источником повторов элементов изображения в ОКТ могут служить особенности радиотехнических цепей, используемых для регистрации ОКТ-сигнала. Так, для некоторых экземпляров спектральных ОКТ-систем в восстанавливаемых изображениях были выявлены артефакты, представленные на рис. 2, которые не устраняются упомянутыми выше методами. Эти

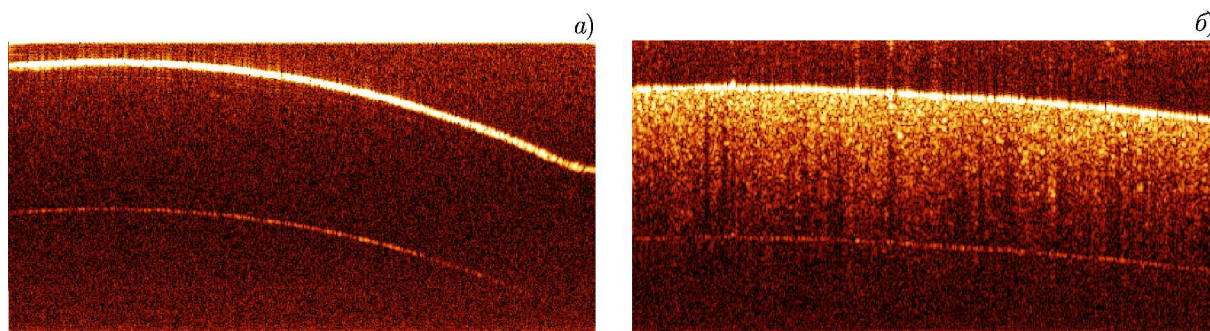


Рис. 2. ОКТ-изображение тонкой границы и границы равномерно рассеивающей среды при наличии артефактов в виде слабоконтрастных смещённых по глубине повторов изображений

артефакты являются слабоконтрастным повтором элементов изображений со сдвигом по глубине на фиксированный интервал.

Артефакты изображения, представленные на рис. 2, проявляются в виде неперевернутых повторов структуры, возникающих в глубине объекта. В силу специфики применения ОКТ-технологии, в частности при исследовании роговицы глаза или барабанной перепонки — объектов, при бесконтактном зондировании характеризующихся наличием резких границ, — это может приводить к ошибкам при реализации алгоритмов автоматического выделения слоёв в исследуемой структуре и, как следствие, к формированию ошибочной диагностической информации. Артефакты подобного рода встречаются и на изображениях, приводимых другими авторами, однако их природа детально не исследуется. Так, например, в работе [18] высказывается предположение, что причиной возникновения артефакта является наличие дополнительного отражения в оптическом тракте зонда экспериментального устройства. В ряде работ клинической направленности, посвящённых наблюдению глубоких слоёв хороидеи, например [19–27] (важно отметить, что все указанные работы выполнены на коммерческом ОКТ-устройстве Spectralis производства компании Heidelberg Engineering), следы таких артефактов на изображениях хорошо видны, однако ни причины их возникновения, ни особенности проявления никак не обсуждаются. В недавней работе [28], также выполненной на коммерческом ОКТ-устройстве Spectralis, работающем в режиме многократного усреднения изображений с целью увеличения глубины визуализации (enhanced depth imaging), появление такого артефакта отмечается и даже делается попытка использовать его для поиска дополнительной диагностической информации при исследовании структуры хороидеи.

Исходя из особенностей структуры данных артефактов и условий их проявления, в данной работе рассматривается гипотеза о том, что причина возникновения такого типа повторов обусловлена неидентичностью передаточных характеристик параллельных каналов приёма интенсивности спектральных компонент. При анализе изображения видно, что артефакты являются повтором структуры объекта через интервал, равный половине размера изображения по глубине. Это может трактоваться как повтор основного сигнала на частоте, субкратной частоте дискретизации. Проведённые нами исследования показали, что такие артефакты характерны для систем с применением в спектрометрах линейных матричных фотоприёмников с многоканальным выходом. В частности, используемые в экспериментах фотоприёмники SU512LD и SU1024LD имеют 2 и 8 физических выходных аналоговых каналов соответственно, данные в которых формируются синхронно [29]. Кроме того, в каждом канале устройства SU512LD вывод данных тактируется по положительному и отрицательному фронтам управляющего синхросигнала, что увеличивает эквивалентное количество каналов в два раза. Условия прохождения сигнала и его дискретиза-

ции могут отличаться во всех каналах. Фотоприёмные элементы каждого канала расположены в общем массиве фотоприёмников с равномерным смещением на  $N - 1$  позицию друг от друга, где  $N$  — полное число каналов матрицы. Последовательный опрос элементов формирует на выходах фотоприёмной линейки радиотехнические сигналы, которые в результате оцифровки дают наборы цифровых данных. Полная векторная последовательность данных, соответствующая оптическому спектру А-скана, получается объединением оцифрованных данных всех каналов по  $N$ -значений с поштучной выборкой поочерёдно из данных каждого из  $N$  каналов. Если передаточные характеристики каналов неидентичны, то такое формирование полного сигнала может приводить к модуляции на субкратных частотах, определяемых числом каналов. Этот эффект вызывает появление повторов изображения (формируемого в результате преобразования Фурье), которые отстоят друг от друга на величину  $M/N$ , где  $M$  — число фотоприёмников.

Согласно полученным в эксперименте данным, в изображении, восстанавливаемом для одного канала, какие-либо повторы отсутствуют (см. рис. 3), что, очевидно, доказывает, что повторы изображения на рис. 2 являются следствием паразитной модуляции полного сигнала. Физическими же причинами этого эффекта являются отличия передаточных характеристик каналов линейного матричного фотоприёмника, включая разное время поступления аналогового сигнала на вход аналого-цифрового преобразователя. Детально эффект можно продемонстрировать на примере устройства SU512LD, где число эквивалентных каналов распространения сигналов  $N = 4$ , а  $M = 512$  (рис. 3). При этом появление исходных сигналов в последовательностях  $\hat{s}^{(0)}$  и  $\hat{s}^{(2)}$  синхронизируется по начальному фронту синхроимпульсов тактирующего сигнала, а в последовательностях  $\hat{s}^{(1)}$  и  $\hat{s}^{(3)}$  — по конечному. Чётные и нечётные сигналы с линейной матрицы фотодиодов распространяются по разным трактам (I и II на рис. 3), характеризующимся различными передаточными характеристиками. В этом случае регистрируемый сигнал каждого канала  $s^{(n)}$ ,  $n = 0, \dots, N - 1$ , может быть представлен в виде свёртки неискажённых значений  $\hat{s}^{(n)}$  в каждом канале с импульсной передаточной характеристикой канала  $K^{(n)}$ . Как было отмечено во Введении, изрезанность оптического спектра, вызванная интерференцией опорной волны с волнами, пришедшими с разных глубин, имеет период обратно пропорциональный расстоянию. При последовательном считывании данных с приёмной линейки изрезанность оптического спектра переходит в модуляцию сигнала с соответствующей радиотехнической частотой, определяемой как частотой опроса, так и частотой изрезанности оптического спектра. С учётом различия передаточных характеристик каналов оцифрованные данные будут иметь искажения, зависящие от частоты изрезанности оптического спектра, различные в разных каналах.

Полный набор данных А-скана  $S_I$ ,  $I = 0, \dots, M - 1$ , формируется из данных каждого канала, записываемых последовательностями  $s_i^{(n)}$ , где  $n$  — номер канала:

$$S_{4i+n} = s_i^{(n)}, \quad i = 0, \dots, (M/N) - 1, \quad n = 0, \dots, N - 1, \quad (1)$$

где

$$s_i^{(n)} = \left( K^{(n)} \otimes \hat{s}^{(n)} \right)_i.$$

Переменение данных в полной последовательности с периодом  $N$  приводит к амплитудной модуляции последовательности  $S_I$  с частотами, субкратными частоте выборок (в данном случае  $M/2$ ,  $M/3$ ,  $M/4$ ). Результат фурье-преобразования такой последовательности кроме искомого распределения рассеяния по глубине, содержит повторы, отстоящие по глубине на указанные выше субкратные интервалы. При этом интенсивность повторов в изображениях является функцией глубины.

Анализ осциллограмм напряжения на аналоговых выходах фотоприёмника в зависимости от распределения мощности оптического спектра на фотоэлементах позволил предположить на-

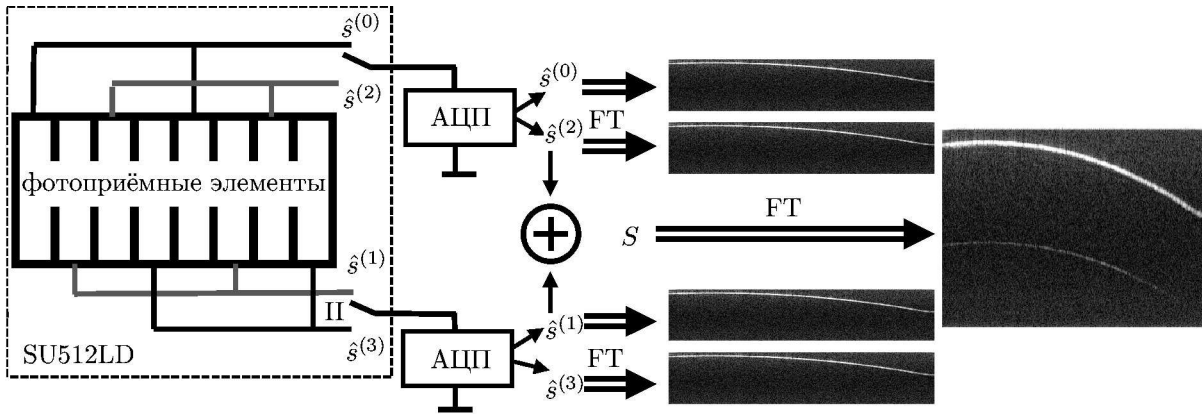


Рис. 3. Схема опроса элементов фотоприёмной матрицы SU512LD и формирования изображений из отдельных сигналов каждого канала и полного ОКТ-изображения с артефактом (отображены только положительные частоты фурье-преобразования)

личие в каналах различной паразитной реактивной нагрузки в виде фильтров нижних частот, частота среза которых расположена близко от максимально допустимой для данного устройства частоты дискретизации каждого канала. Это позволило ограничиться в исследовании описанием частотных зависимостей передаточных характеристик каналов в виде фильтра нижних частот первого порядка

$$K^{(n)}(\omega) = \frac{1}{1 + j\omega\tau^{(n)}}, \tag{2}$$

где  $\omega$  — круговая частота, а  $\tau^{(n)}$  — постоянные времена каналов, которые в общем случае не совпадают. При переводе сигналов в дискретную форму частота  $\omega$  принимает дискретные значения  $\omega_i = 2\pi f(2N_i/M)$ , где  $f$  — частота дискретизации.

Неизвестные параметры  $\tau^{(n)}$  могут быть найдены путём анализа фурье-образа дискретных сигналов. Для этого к каждому из четырёх зарегистрированных массивов  $s_i^{(n)}$  применяется преобразование Фурье:

$$g^{(n)} = \text{FT}(s^{(n)}).$$

Впоследствии каждый из четырёх массивов домножается на коэффициент  $1/K^{(n)}(\omega)$ , в предельном случае обратный зависимости (2),

$$\hat{g}^{(n)} = \frac{g^{(n)}}{K^{(n)}(\omega)},$$

и исправленные массивы  $\tilde{s}^{(n)}$  восстанавливаются с использованием обратного фурье-преобразования:

$$\tilde{s}^{(n)} = \text{IFT}(\hat{g}^{(n)}).$$

Впоследствии из этих массивов формируется исправленный набор данных А-скана

$$\tilde{S}_{4i+n} = \tilde{s}_i^{(n)}.$$

Описанная процедура представляет собой деконволюцию индивидуально для каждого из каналов. К полученному набору данных применяется фурье-преобразование, позволяющее получить исправленный профиль ОКТ-сигнала:

$$\tilde{G} = \text{FT}(\tilde{S}).$$

Критерием оценки эффективности подбора параметров  $\tau^{(n)}$  является уменьшение корреляции между повторяющимися областями на ОКТ-изображении.

Найденные по описанной методике параметры фиксируются программным образом для конкретного ОКТ-устройства и используются в дальнейшем для коррекции восстанавливаемых изображений.

### 3. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ АПРОБАЦИЯ

Экспериментальная апробация описанной методики осуществлялась с помощью системы спектральной ОКТ, построенной с использованием линейного матричного фотоприёмного элемента SU512LD, обеспечивающего регистрацию 20 000 А-сканов в секунду. При осуществлении итерационного подбора параметров передаточных характеристик каналов было определено, что абсолютные величины постоянных времени  $\tau$  в различных каналах отличаются для реального устройства на величину до 2 нс (5÷6% от среднего значения). При восстановлении ОКТ-изображений это приводит к появлению артефактного элемента на уровне  $-30$  дБ относительно основного изображения. Несмотря на относительно невысокий уровень артефактного элемента, он может служить источником ошибок распознавания структуры объектов, имеющих резкие границы с высоким значением скачка показателя преломления. Это особенно важно при исследовании объектов бесконтактным методом, когда элементы исследуемой биоткани граничат с воздушной средой. К таким объектам, в частности, относятся элементы среднего уха и переднего отдела глаза.

На рис. 4 представлены изображения барабанной полости уха человека, полученные с использованием описанного ОКТ-устройства. Максимальный уровень регистрируемого полезного изображения на рис. 4 превышает уровень шума на 50 дБ, вследствие чего артефакты становятся хорошо заметными.

На рис. 4а приведено изображение барабанной перепонки волонтера в норме. В изображении подавлены все артефакты за исключением повторов, обусловленных разностью передаточных характеристик каналов матричного фотоприёмника. Хорошо видно, что артефактный элемент (помечен стрелкой) имеет высокий, по сравнению с шумовым, уровень и может являться источником ошибок при интерпретации ОКТ-изображения. В частности, наличие постороннего элемента в глубине барабанной полости может свидетельствовать о присутствии в ней нежелательных элементов, например экссудативной жидкости [30], что, в свою очередь, может быть расценено как показание к осуществлению оперативного вмешательства. На рис. 4б приводится изображение барабанной полости, в котором артефакт скомпенсирован за счёт выравнивания передаточных характеристик параллельных приёмных каналов по описанной методике. Такие изображения могут быть использованы для осуществления диагностики в клинических условиях.

На рис. 4в приведено изображение барабанной полости при среднем экссудативном отите. В этом случае на ОКТ-изображении непосредственно за барабанной перепонкой наблюдается квазиравномерное рассеяние, означающее наличие жидкости в барабанной полости. Изображение построено без коррекции повторных артефактов, при этом из сравнения с рис. 4г, полученным с применением описанной методики, хорошо видно, что в правой нижней части рис. 4в присутствует артефактный элемент (показан стрелкой), который в данном случае может ошибочно интерпретироваться как продолжение реальной структуры из левой нижней части изображения.

### 4. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Показано, что в методе спектральной оптической когерентной томографии с параллельным приёмом оптического спектра различия передаточных характеристик приёмных каналов и раз-



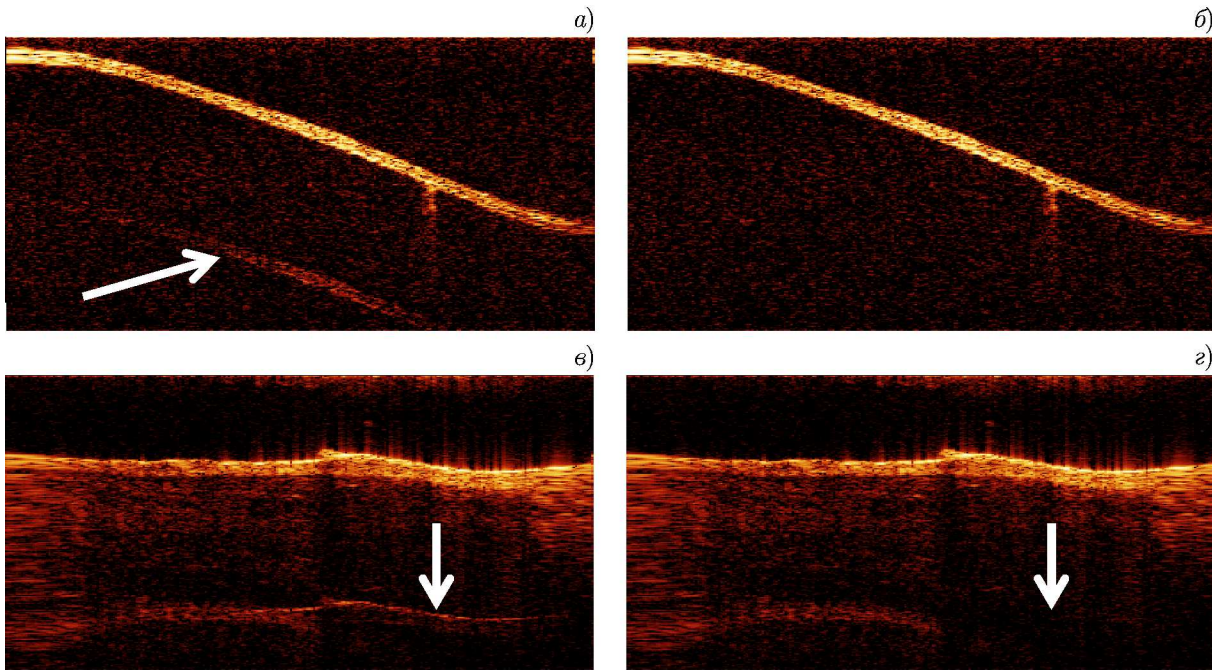


Рис. 4. Изображения барабанной полости человека, полученные с использованием ОКТ-устройства, обеспечивающего регистрацию 20 000 А-сканов в секунду, до (а, в) и после (б, г) применения методики подавления артефактного изображения

личные величины задержки распространения при дискретизации сигналов приводят к артефактам в виде повторов элементов изображения. Предложен метод восстановления изображений без использования априорной информации о свойствах передаточных каналов на основе моделей, параметры которых оцениваются непосредственно из экспериментальных данных.

В ходе экспериментов по визуализации внутренней структуры биологических сред на примере барабанной перепонки уха человека показано, что после применения предложенного алгоритма компенсации паразитной амплитудной модуляции сигналов на изображениях полностью отсутствуют артефакты, связанные с различиями передаточных характеристик приёмных каналов.

Разработка метода выполнена в рамках государственного задания ИПФ РАН (проект 0035–2014–0018). Обеспечение и проведение экспериментальных исследований выполнено при финансовой поддержке Российского научного фонда (проект 17–15–01507) .

### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Fujimoto J., Swanson E. // *Investigative Ophthalmology Visual Sci.* 2016. V. 57, No. 9. Art. no. OCT1.
2. Huang D., Swanson E. A., Lin C. P., et al. // *Science.* 1991. V. 254. P. 1178.
3. Fercher A. F., Hitzenberger C. K., Kamp G., et al. // *Opt. Commun.* 1995. V. 117, No. 1–2. P. 43.
4. Choma M. A., Sarunic M. V., Yang C., et al. // *Opt. Express.* 2003. V. 11, No. 18. P. 2183.
5. Leitgeb R. A., Wojtkowski M. // *Opt. Coherence Tomography: Technology Appl.* / Eds. J. G. Fujimoto, W. Drexler. Berlin: Springer, 2008. P. 177.
6. Maslennikova A. V., Sirotkina M. A., Moiseev A. A., et al. // *Sci. Reports.* 2017. V. 7, No. 1. P. 16505.



7. Moiseev A., Ksenofontov S., Sirotkina M., et al. // J. Biophotonics. 2018. V.11, No. 10. Art. no. e201700292.
8. Gelikonov G.V., Moiseev A.A., Ksenofontov S.Y., et al. // Proc. SPIE. 2018. V.10591. Art. no. 1059107.
9. Drake A.D., Leiner D.C. // Rev. Sci. Instrum. 1984. V. 55, No. 2. P.162.
10. Fercher A.F., Mengedoht K., Werner W. // Opt. Lett. 1988. V.13. P.186.
11. Ivanov V.V., Novikov M.A., Tertyshnik A.D., et al. // Proc. SPIE. 2002. V.4900. P.548.
12. Feldchtein F., Bush J., Gelikonov G., et al. // Proc SPIE. 2005. V.5690. P.349.
13. Gelikonov V.M., Gelikonov G.V. // Laser Phys. Lett. 2006. V.3, No. 9. P.445.
14. Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Терпелов Д.А. и др. // Приборы и техника эксперимента. 2012. № 3. С.392.
15. Шилягин П.А., Ксенофонтов С.Ю., Моисеев А.А. и др. // Изв. вузов. Радиофизика. 2017. Т.60, № 10. С.859.
16. Геликонов В.М., Касаткина И.В., Шилягин П.А. // Изв. вузов. Радиофизика. 2009. Т.52, № 11. С.897.
17. Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Касаткина И.В. и др. // Оптика и спектроскопия. 2009. Т.106, № 6. С.983.
18. Wang R.K. // Phys. Med. Biol. 2007. V.52, No. 19. P.5897.
19. Ding X., Li J., Zeng J., et al. // Investigative Ophthalmology Visual Sci. 2011. V.52, No. 13. P.9555.
20. Querques G., Lattanzio R., Querques L., et al. // Investigative Ophthalmology Visual Sci. 2012. V.53, No. 10. P.6017.
21. Zeng J., Li J., Liu R., et al. // Ophthalmology. 2012. V.119, No. 11. P.2328.
22. da Silva F.T., Sakata V.M., Nakashima A., et al. // British J. Ophthalmology. 2013. V.97, No. 1. P.70.
23. Zhou M., Wang W., Ding X., et al. // Investigative Ophthalmology Visual Sci. 2013. V.54, No. 3. P.1971.
24. Yang L., Jonas J.B., Wei W. // Investigative Ophthalmology Visual Sci. 2013. V.54, No. 7. P.4659.
25. Danesh H., Kafieh R., Rabbani H., et al. // Comput. Mathem. Methods Medicine. 2014. V.2014. Art. no. 479268.
26. Akdemir M.O., Ayar O., Yazgan S., et al. // Revista Brasileira Oftalmologia. 2015. V.74, No. 6. P.345.
27. Gupta P., Thakku S.G., Saw S.-M., et al. // Am. J. Ophthalmology. 2017. V.177. P.27.
28. Zuo C., Mi L., Yang S., et al. // Sci. Reports. 2017. V.7, No. 1. P.8464.
29. Терпелов Д.А., Ксенофонтов С.Ю., Геликонов Г.В. и др. // Приборы и техника эксперимента. 2017. № 6. С.94.
30. Shilyagin P.A., Novozhilov A.A., Abubakirov T.E., et al. // Laser Phys. Lett. 2018. V.15, No. 9. Art. no. 096201(1).

Поступила в редакцию 29 октября 2018 г.; принята в печать 25 января 2019 г.

**ELIMINATION OF ARTIFACTS CAUSED BY NONIDENTITY OF PARALLEL  
SIGNAL-DETECTION CHANNELS IN SPECTRAL-DOMAIN OPTICAL  
COHERENT TOMOGRAPHY**

*S. Yu. Ksenofontov, D. A. Terpelov, G. V. Gelikonov, P. A. Shilyagin, and V. M. Gelikonov*

We study the causes of artifact appearance in the images obtained by the method of spectral-domain optical coherent tomography with parallel reception of the optical-spectrum components, which are manifested in repetition and overlapping of the structural elements of the images of the studied medium with the depth shift. It is shown that nonidentity of the transmitting characteristics of the channels of the multichannel photoregistering elements is one of the sources of such artifacts. A numerical method for eliminating such artifacts is proposed and experimentally verified. This method is based on using the models whose parameters are estimated by the registered signal and does not require *a priori* information on the transmitting characteristics of the channels. The method efficiency is demonstrated during the experiments on the *in vivo* visualization of the human middle ear elements.