

## УЛУЧШЕНИЕ ОПТОАКУСТИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ БИОТКАНЕЙ МЕТОДОМ ОДНОМЕРНОЙ ОБРАТНОЙ СВЕРТКИ С АДАПТИВНОЙ САМОКАЛИБРОВКОЙ В РЕАЛЬНОМ ВРЕМЕНИ

© 2023 г. Е. М. Тиманин<sup>а, \*</sup>, И. С. Михайлова<sup>а</sup>, И. И. Фикс<sup>а</sup>, А. А. Курников<sup>а</sup>, А. В. Ковальчук<sup>а</sup>,  
А. Г. Орлова<sup>а</sup>, О. А. Угарова<sup>а</sup>, М. Frenz<sup>б</sup>, М. Jaeger<sup>б</sup>, П. В. Субочев<sup>а, \*\*</sup>

<sup>а</sup>Институт прикладной физики РАН, ул. Ульянова 46, Нижний Новгород, 603155 Россия

<sup>б</sup>Institute of Applied Physics, University of Bern, Sidlerstrasse, Bern, 53012 Switzerland

\*e-mail: eugene@appl.sci-nnov.ru

\*\*e-mail: pavel.subochev@gmail.com

Поступила в редакцию 16.02.2023 г.

После доработки 05.05.2023 г.

Принята к публикации 19.05.2023 г.

Предложен метод одномерной деконволюции с использованием регуляризации Тихонова для улучшения трехмерных оптоакустических изображений *in vivo*. Метод использует адаптивную самокалибровку для устранения частотно-зависимых искажений, связанных с распространением и регистрацией ультразвука. Адаптируясь к неоднородным частотным характеристикам исследуемой среды, метод не требует дополнительных калибровочных экспериментов. Время обработки трехмерных оптоакустических данных размером  $200 \times 200 \times 100$  вокселей составляет менее 5 мс, позволяя улучшать ангиографические изображения в режиме реального времени и повышать эффективное пространственное разрешение на более чем 50%.

**Ключевые слова:** оптоакустическая визуализация, улучшение изображений, метод обратной свертки, Тихоновская регуляризация

DOI: 10.31857/S0320791923600750, EDN: CPLOMZ

### 1. ВВЕДЕНИЕ

Фототермальные эффекты в настоящее время объединяют целый ряд направлений научных исследований, основные достижения в которых приведены в обзорных работах [1–7]. Наиболее популярным направлением исследований является оптоакустическая (ОА) визуализация хромофоров биологических тканей [3–7], диагностические возможности которой напрямую зависят от качества ОА изображений.

Задача ОА визуализации пространственного распределения хромофоров неразрывно связана с учетом частотных и геометрических характеристик лазерного источника и ультразвукового приемника, а также особенностей распространения оптического и акустического излучения в исследуемой среде [8]. Методам построения ОА изображений, основанным на модельном описании эффектов, сопровождающих распространение и регистрацию ОА импульсов, посвящено немало работ [9–16]. Однако, повышение качества ОА изображений может быть основано и на феноменологическом учете эффектов, сопровождающих процессы распространения и регистрации ОА импульсов. Характерными примерами являются

эффекты дифракции и затухания ультразвука [17], способствующие подавлению высокочастотных компонент в спектрах ОА импульсов [18]. На ангиографических ОА изображениях данные эффекты могут проявляться, например, как относительное уменьшение контрастности объектов малого диаметра, таких как капилляры. В рамках феноменологических подходов, компенсация эффектов частотно-зависимого затухания может быть достигнута за счет применения алгоритмов машинного обучения [19, 20], а также за счет применения методов обратной свертки [21–24]. В части работ [23, 24] для нахождения фильтра свертки рекомендовалось использовать Тихоновскую регуляризацию.

В нашей работе мы исследуем возможности упрощенного практического применения известных подходов [23, 24], ограничиваясь феноменологическим описанием эффектов, влияющих на спектры оптоакустических сигналов при их распространении и измерении. Вычислять фильтр свертки мы предлагаем с помощью адаптивной самокалибровки, используя в качестве обучающего оптоакустического сигнала один из экспериментальных А-сканов, уже содержащихся в

улучшаемом оптоакустическом изображении [25]. В отличие от работ [23, 24], все экспериментальные данные для нашей работы были получены с использованием ультразвуковой антенны со сверхширокой полосой приема 100 кГц–100 МГц [26].

## 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

### 2.1. Теория

Рассмотрим изолированный кровеносный сосуд в точке  $\mathbf{r}_0$ , на который производится импульсное лазерное воздействие. В результате локального термоупругого нагрева содержащегося внутри сосуда гемоглобина, рождается волна давления, которая в идеализированном трехмерном случае [5] является в точке  $\mathbf{r}_0$  симметричным биполярным ОА импульсом  $IR(\mathbf{r}_0, t)$ . Результат измерения той же волны давления ультразвуковым приемником  $A_{\text{scan}}(\mathbf{r}_1, t)$ , расположенным в другой точке  $\mathbf{r}_1$ , может существенно отличаться от  $IR(\mathbf{r}_0, t)$ . На результаты измерения  $A_{\text{scan}}(\mathbf{r}_1, t)$  могут влиять эффекты распространения ультразвуковых волн, а также антенные эффекты – ограниченность апертуры и неоднородная чувствительность в частотной полосе приема. Оставаясь в рамках феноменологического учета эффектов среды и антенны, удобно предположить, что существует фильтр свертки  $F(t)$ , ответственный за преобразование  $A_{\text{scan}}(\mathbf{r}_1, t)$  в  $IR(\mathbf{r}_0, t)$ :

$$(A_{\text{scan}}F)(t) = IR(t). \quad (1)$$

Для нахождения неизвестного фильтра  $F(t)$  длиной  $N$  удобно записать свертку двух векторов (1) в дискретной форме в виде системы линейных алгебраических уравнений (СЛАУ):

$$\sum_{j=1}^N A_{\text{scan}}(t_{i+1-j}) \times F(t_j) = \sum_{j=1}^N A_{ij} \times F_j = IR_i = IR(t_i), \quad (2)$$

где матрица  $A_{ij}$  составлена из компонент вектора  $A_{\text{scan}}(t_i)$  длиной  $M$  по типу матрицы Теплица. Поскольку на практике длина А-скана обычно превышает длительность ОА импульсов от отдельных кровеносных сосудов, система (2) как правило является переопределенной ( $M > N$ ) и для нахождения ее приближенного решения хорошо подходят методы регуляризации. В соответствии с методом Тихонова фильтр  $F$  может быть найден как минимум функционала  $\|A \times F - IR\|_2^2 + \beta \|F\|_2^2$ . С учетом определения нормы  $\|F\|_2^2 = F^T \times F$ , получим следующее выражение для искомого фильтра:

$$F = (A^T \times A + \Gamma^T \times \Gamma)^{-1} \times A^T \times IR, \quad (3)$$

где  $\Gamma = \beta \times I$ ,  $I$  – единичная матрица,  $\beta$  – параметр регуляризации.

### 2.2. Программная реализация

Численный алгоритм (рис. 1), предназначенный для вычисления фильтра  $F$ , был реализован нами в пакете MATLAB® (MathWorksInc., USA) и предоставлен в открытом доступе [27]. Для нахождения функции фильтрации  $F$  использовалась так называемая самокалибровка, когда в качестве калибровочного сигнала  $A_{\text{scan}}(\mathbf{r}_1, t)$  использовался один из А-сканов улучшаемого ОА изображения (в случае ангиограммы – соответствующий кровеносному сосуду минимального размера, расположенному в фокусе приемной антенны). Идеализированный биполярный импульсный отклик  $IR(\mathbf{r}_0, t)$  формировался в виде вектора размерности  $M$ , содержащего две ненулевые компоненты ( $\pm 1$ ). Фильтр свертки  $F$  рассчитывался по формуле (3) за конечное число итераций  $k$ , в рамках которых осуществлялась оптимизация параметра регуляризации  $\beta$  при фиксированных длинах фильтра  $N = 3, 4$  и  $5$ . В качестве критерия оптимальности использовалась относительная степень сжатия фильтром  $F$  исходного сигнала:

$$C_k = \frac{\text{FWHM}_0 - \text{FWHM}_k}{\text{FWHM}_0} \times 100\%, \quad (4)$$

где метрика FWHM (Full Width at Half Maximum) – число отсчетов выше уровня  $1/2$  от максимума сигнала  $\text{abs}(\text{Hilbert}(A_{\text{scan}}(\mathbf{r}_1, t)F(t)))$ , представляющего собой огибающую обработанного А-скана на каждой итерации  $k$ . Оптимизация считалась достигнутой, если увеличение итераций  $k$  переставало приводить к увеличению параметра  $C_k$ .

Свертка рассчитанного фильтра  $F$  со всеми остальными А-сканами исходного ОА изображения была реализована во временной области. При этом время вычислений на графическом процессоре GPU Nvidia RTX 4090 (4 мс) оказалось примерно в 3 раза меньше аналогичных вычислений на CPU AMD Threadripper 3970X (12 мс).

### 2.3. Экспериментальная установка

Оптоакустические данные были получены на экспериментальной установке, схема которой приведена на рис. 2. В качестве источника зондирующего излучения использовался лазер Wedge HB (Bright Solutions, Италия), работающий в импульсном режиме на длине волны 532 нм с длительностью 1 нс, максимальной частотой повторения 2 кГц, максимальной энергией в импульсе 1 мДж. Оптические импульсы доставлялись до объекта через многомодовое оптоволокно NA = 0.22 (Thorlabs, США). Для проведения *in vivo* и фантомных экспериментов была изготовлена сканирующая оптико-акустическая головка, состоящая из сферически-сфокусированного ультразвукового датчика с фокусным расстоянием 7.6 мм и апертурой 8.6 мм (BARI-NN Ltd., Россия) и выхода

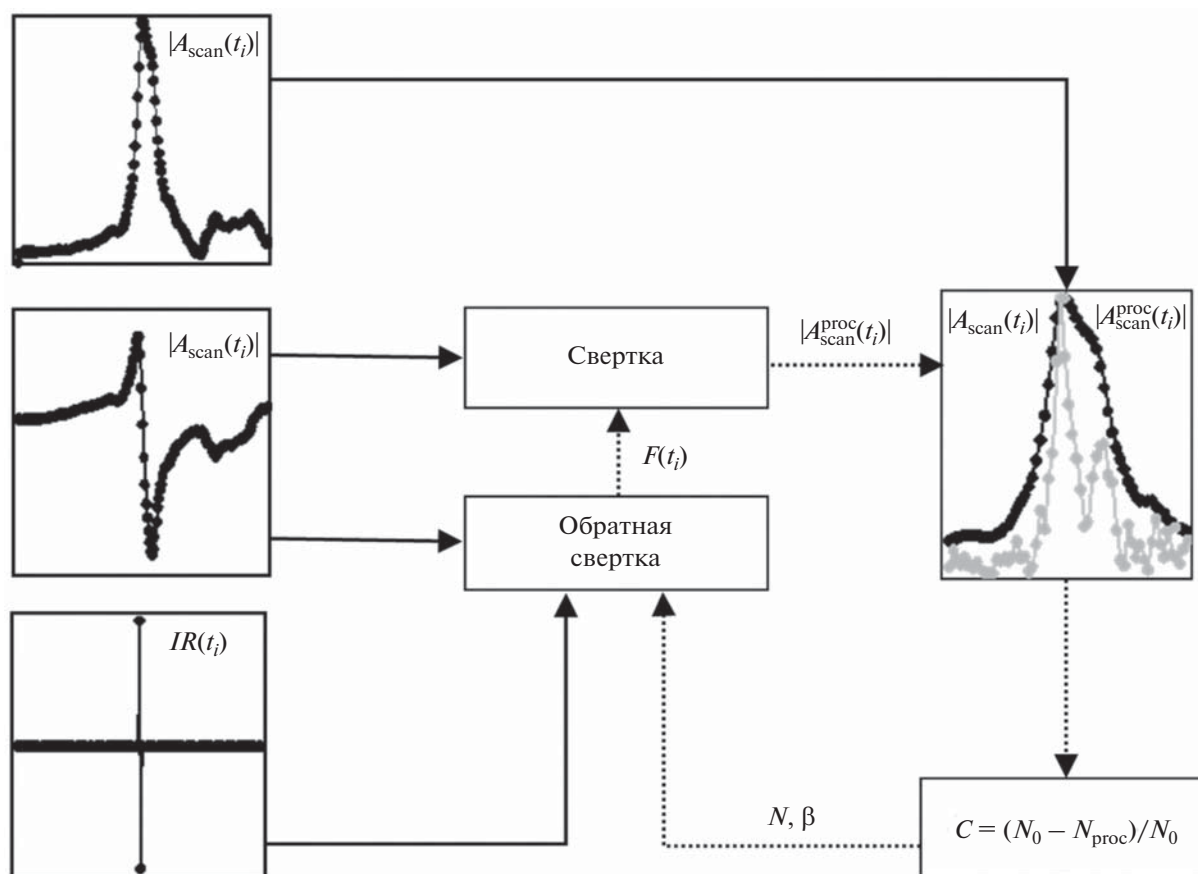


Рис. 1. Алгоритм обработки сигналов.

оптоволокна, закрепленного в центральном отверстии датчика. Сканирующая головка приводилась в движение двумя линейными двигателями М-664 (PI, Германия) внутри иммерсионной камеры, дно которой содержало окно из прозрачной полиэтиленовой пленки толщиной менее 100 мкм, через которое осуществлялся оптический и акустический контакт с объектом исследования. Сигналы с датчика сначала проходили через встроенный усилитель с коэффициентом усиления  $K = 30$ , а затем подавались на вход 16-рядного АЦП (GaGe, США) и записывались на жесткий диск компьютера с частотой 200 МГц.

На рис. 3а представлена импульсная характеристика датчика, полученная после воздействия лазерного импульса на его поверхность. Пример ОА-сигнала, полученного от сосуда в ткани, показан на рис. 3б. Соответствующие спектры показаны на рис. 3в. Сравнение двух сигналов и их спектров демонстрирует, что амплитудно-частотная характеристика акустического датчика является значительно более равномерной, чем частотные характеристики среды в том же частотном диапазоне (до 100 МГц).

#### 2.4. Фантомные и *in vivo* эксперименты

Эффективность работы разработанного алгоритма была продемонстрирована как на фантоме, содержащем светопоглощающие микросферы, так и в *in vivo* эксперименте по визуализации поверхностных сосудов ладони человека. Как в фантомном, так и в *in vivo* эксперименте между пленкой иммерсионной камеры и объектом наносился тонкий слой ультразвукового геля средней вязкости Медигель (ООО «Гельтек-Медика», Россия).

Фантом, имитирующий ткань, был основан на геле, приготовленном из 88% дистиллированной воды, 4% агар-агара (Sigma Aldrich, США) и 8% липофундина (V. Brown, Германия). Микрочастицы черного полистирола со средним диаметром 15 мкм (Cospheric LLC, США) были рассыпаны в монослой на поверхности отвержденного геля, а затем покрыты слоем того же жидкого геля толщиной 1 мм. Фантом помещался на горизонтальную плоскую поверхность и сканировался в диапазоне  $5 \times 5$  мм с шагом 25 мкм. Фокус ультразвукового датчика при этом был наведен на монослой микросфер.

*In vivo* эксперимент проводился с участием 26-летнего здорового добровольца из группы исследователей. Во время эксперимента рука распо-

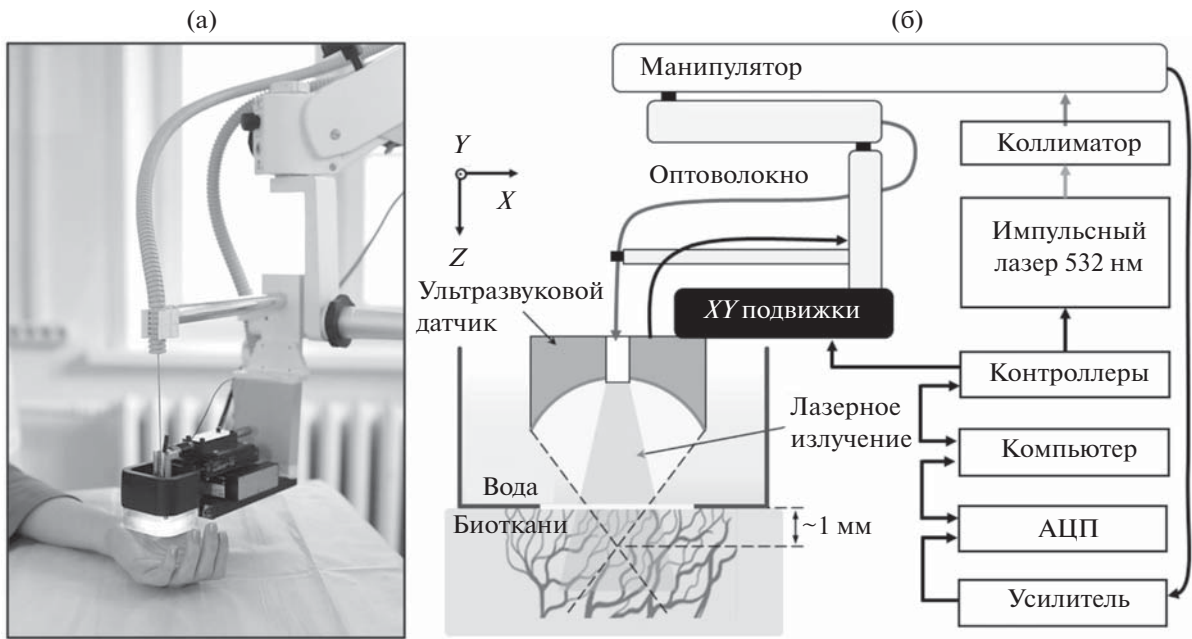


Рис. 2. Оптоакустическая установка. (а) – Фотография оптико-акустической головки в процессе сканирования сосудов ладони человека. (б) – Схема установки.

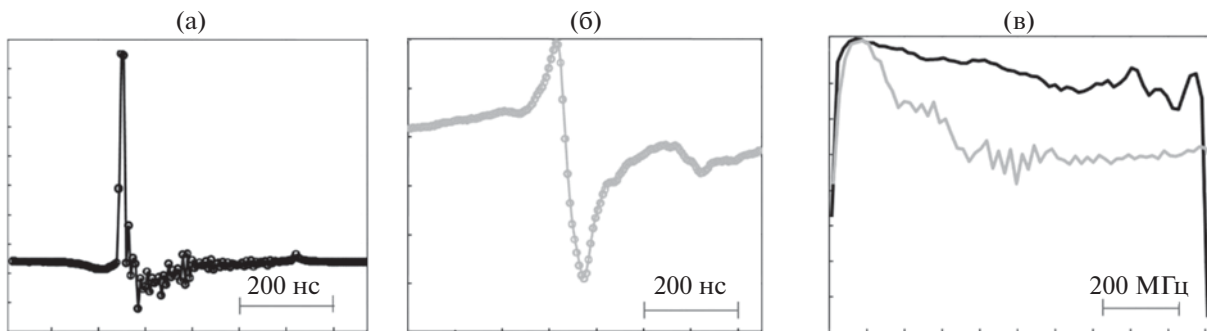


Рис. 3. (а) – Импульсная переходная характеристика датчика, (б) – пример ОА-сигнала, принятого от сосуда и (в) – соответствующие спектры.

лагалась ладонью вверх так, чтобы исследуемая область возвышения большого пальца была параллельна плоскости сканирования (рис. 2). Ультразвуковой датчик устанавливался так, чтобы его геометрический фокус располагался на глубине 1 мм от поверхности ткани. Область размером  $5 \times 5$  мм сканировалась с шагом 25 мкм. Диапазон диаметров исследуемых сосудов при этом составлял от нескольких десятков микрометров до  $\sim 100$  мкм.

В ходе экспериментов с добровольцем энергия лазерных импульсов не превышала 100 мкДж, а освещенность на поверхности тканей не превышала  $2.5$  мДж/см<sup>2</sup>, что находилось в безопасных пределах ( $20$  мДж/см<sup>2</sup>) по стандартам Американского национального института стандартов (ANSI). Диаметр оптического пятна на поверхности тканей составлял порядка 2.4 мм при расстоянии до

поверхности 6 мм и диаметре сердцевины волокна 400 мкм.

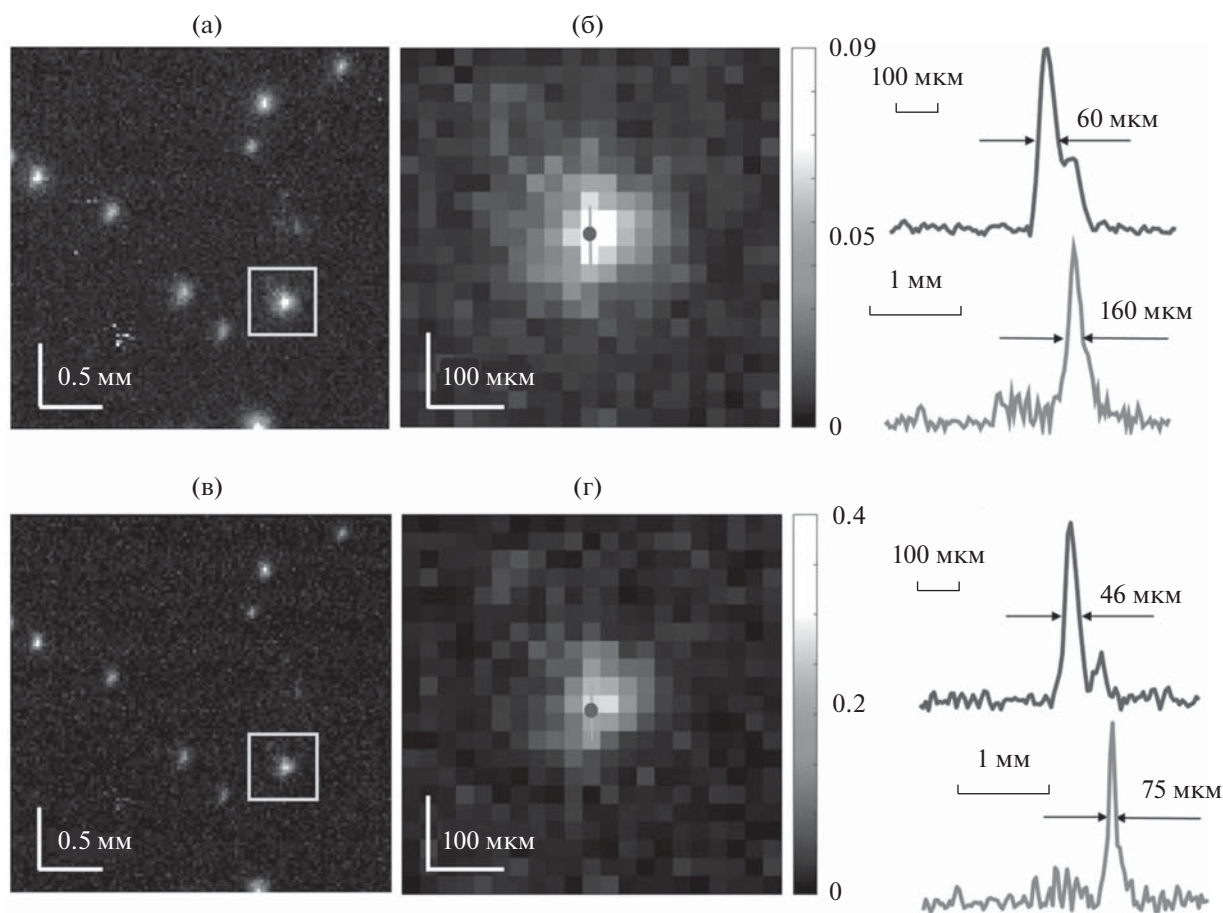
Для обработки были использованы данные из области вблизи геометрического фокуса акустического датчика ( $r = 6700 \pm 375$  мкм). Таким образом, на своем пути к детектору ультразвуковой сигнал проходил через слой фантома толщиной 1 мм, через тонкие слои геля и изолирующей пленки, и через слой воды толщиной около 6 мм.

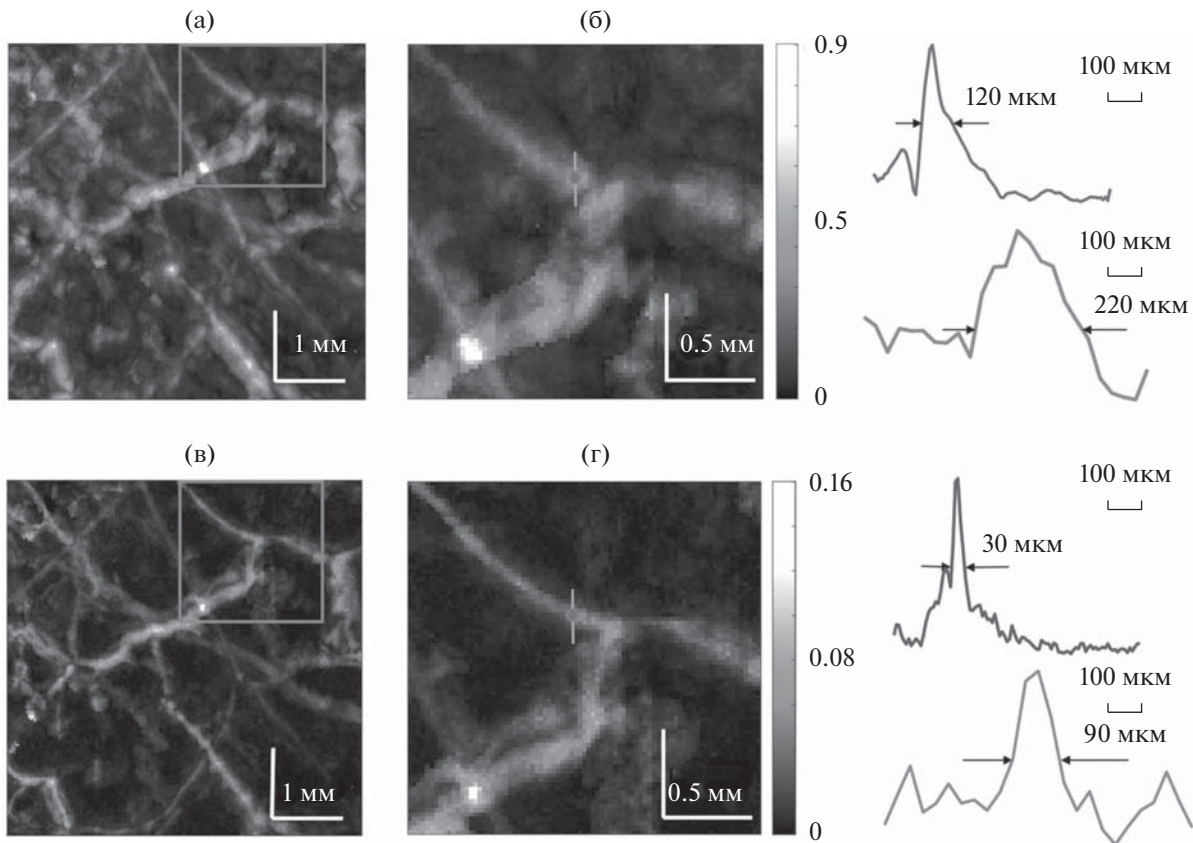
### 3. РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

На рис. 4 показаны исходные ОА-изображения сферических включений в фантоме биологической ткани (рис. 4а, 4б) и соответствующие им ОА-изображения после деконволюции (рис. 4в, 4г). Параметры фильтра, подобранные в рамках про-

**Таблица 1.** Количественные характеристики ОА-изображений фантома биоткани и ткани руки человека до и после фильтрации

Способ отыскания фильтра	Адаптивная самокалибровка	Калибровка по фантому	Оптимизация Фурье-фильтра	Адаптивная самокалибровка
Название фильтра	$F_{Ph}$	$F_{Ph}$	$F_F$	$F_H$
Объект исследования	Фантом		Рука	
Исходное значение пикового отношения сигнал/шум, дБ	66.3		54.5	
Эффективный размер объекта до обработки (FWHM <sub>0</sub> )	7		16	
Значение пикового отношения сигнал/шум после обработки, дБ	66.8	57	56.8	58.3
Эффективный размер объекта после обработки (FWHM)	5	13	12	4
Степень сжатия изображения исследуемого объекта (C), %	28.6	18.8	25	75

**Рис. 4.** ОА-изображения сферических включений в фантоме (а, б) – до и (в, г) – после обработки фильтром свертки. На изображениях (б) и (г) приведены увеличенные области в окрестности отдельного включения, выделенные на изображениях (а) и (в) рамкой. Графики справа от изображений представляют отмеченные в центре изображений (б) и (г) одномерные А-сканы (вдоль оси датчика) и профили ОА сигналов в поперечном направлении.



**Рис. 5.** ОА-изображения сосудов ладони человека (а, б) — до и (в, г) — после обработки фильтром свертки. На изображениях (б) и (г) приведены увеличенные области в окрестности выбранного обучающего А-скана, выделенные на изображениях (а) и (в) рамкой. Графики справа от изображений представляют отмеченные на изображениях (б) и (г) одномерные А-сканы (вдоль оси датчика) и профили ОА сигналов в поперечном направлении.

цедуры адаптивной самокалибровки, составили: длина фильтра свертки  $N = 3$ , параметр регуляризации  $\beta = 0.0194$ .

На рис. 5 показаны исходные (рис. 5а, 5б) и обработанные (рис. 5в, 5г) ОА-изображения, полученные в экспериментах на тканях ладони человека *in vivo*. Адаптивная калибровка осуществлялась по А-скану, отмеченному в центре увеличенной области визуализации (рис. 5б), при этом параметры Тихоновской деконволюции составили:  $N = 3$ ,  $\beta = 0.0475$ .

Сопоставление изображений на рис. 5а, 5б и на рис. 5в, 5г, а также исходных (справа от рис. 5б) и преобразованных (справа от рис. 5г) одномерных сканов показывает, что предлагаемая обработка позволяет получить более четкое изображение сосудов за счет сжатия исходных сигналов.

В таблице приведены результаты сравнения различных способов фильтрации:  $F_{Ph}$  и  $F_H$  — фильтры свертки, найденные для изображений фантома и руки *in vivo*;  $F_F$  — фильтр высоких частот с частотой среза 14.4 МГц, найденной методом деления отрезка пополам в Фурье-области по критерию максимальности сжатия того же “обу-

чающего” А-скана. На рис. 6 представлены частотные характеристики найденных фильтров и соответствующие им степени сжатия исходных сигналов.

Из таблицы и рис. 6 видно, что любой метод обработки обеспечивает повышение пространственного разрешения, но эффективность сжатия изображения объектов оказывается разной. При фильтрации изображения оптимизированным Фурье-фильтром высоких частот, найденным по спектру “обучающего” скана, удается достичь уровня сжатия 25% и получить увеличение отношения сигнал/шум на 2.3 дБ. При использовании фильтра свертки, предварительно найденного на фантоме, имитирующем ткань, степень сжатия изображения сосудов тканей руки составляет всего 19%, а отношение сигнал/шум увеличивается на 2.5 дБ. Наилучшие результаты получаются, когда используется предложенный метод адаптивной самокалибровки, т.е. фильтр свертки определяется непосредственно из “обучающего” А-скана исходного изображения. В этом случае удается достичь пикового сжатия 75-процентного уровня с общей шириной пика в 4 тактовые точки (соот-

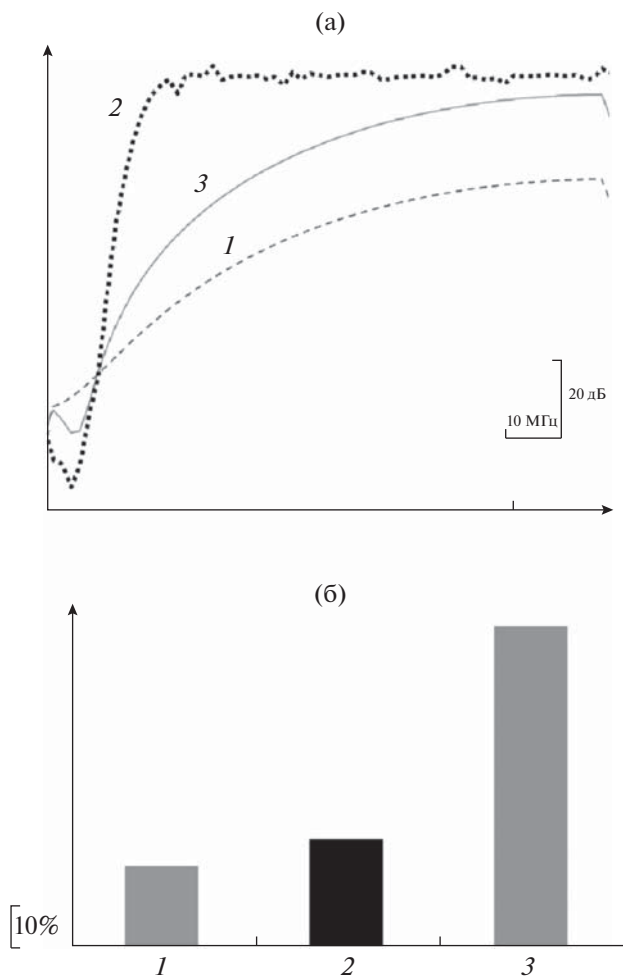


Рис. 6. (а) – Частотные характеристики найденных фильтров и (б) – соответствующие им степени сжатия. 1 – фильтр  $F_{Ph}$ , 2 – фильтр  $F_F$ , 3 – фильтр  $F_H$ .

ветствует размеру сосуда 30 микрон). Отношение сигнал/шум при этом увеличивается на 3.8 дБ.

#### 4. ВЫВОДЫ

Одномерная обратная свертка с Тихоновской регуляризацией позволяет компенсировать частотно-зависимые эффекты, проявляющиеся при распространении и регистрации ультразвука, более чем на 50% улучшая пространственное разрешение оптоакустических ангиограмм. Адаптивная самокалибровка устраняет необходимость в предварительных калибровочных экспериментах, расширяя возможность применения оптоакустической визуализации на *in vivo* приложения, требующие повышенной точности измерений в режиме реального времени.

Коллектив соавторов выражает благодарность сотрудникам Института прикладной физики РАН за инженерный вклад в разработку оптоакустического микроскопа, использованного при

проведении исследований: М. Прудникову, В. Воробьеву, В. Казакову, Р. Кобзеву, С. Пожидаеву, В. Котоминой.

Разработка оптоакустического микроскопа и получение экспериментальных данных были поддержаны грантом РФ (проект № 19-75-10055П). Работы по исследованию возможностей метода Тихоновской деконволюции с адаптивной самокалибровкой и работы по оптимизации программного обеспечения для обеспечения возможности деконволюции реального времени были выполнены в рамках финансовой поддержки Министерства науки и высшего образования РФ по проекту НЦМУ “Центр фотоники” (проект №. 075-15-2022-316). М. Frenz и М. Jaeger выражают благодарность Швейцарскому Национальному Научному Фонду (SNSF) (проект № 205320-179038).

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Proskurnin M.A., Khabibullin V.R., Usoltseva L.O., Vyrko E.A., Mikheev I.V., Volkov D.S. Photothermal and optoacoustic spectroscopy: state of the art and prospects // *Physics-Uspekhi*. 2022. V. 65. № 3. P. 270–312.
2. Егоров С.В., Симановский Я.О. Оптоакустика неоднородных биомедицинских сред: конкуренция механизмов и перспективы применения (обзор) // *Акуст. журн.* 2022. Т. 68. № 1. С. 96–116.
3. Attia A.B.E., Balasundaram G., Moothanchery M., Dinis U.S., Bi R., Ntziachristos V., Olivo M. A review of clinical photoacoustic imaging: Current and future trends // *Photoacoustics*. 2019. V. 16. P. 100–144.
4. Deán-Ben X.L., Razansky D. Optoacoustic imaging of the skin // *Experimental dermatology*. 2021. V. 30. № 11. P. 1598–1609.
5. Хохлова Т.Д., Пеливанов И.М., Карабутов А.А. Методы оптикоакустической диагностики биотканей // *Акуст. журн.* 2009. Т. 55. № 4–5. С. 672–683.
6. Lin L., Wang L.V. The emerging role of photoacoustic imaging in clinical oncology // *Nature Reviews Clinical Oncology*. 2022. V. 19. № 6. P. 365–384.
7. Jeon S., Kim J., Lee D., Baik J.W., Kim C. Review on practical photoacoustic microscopy // *Photoacoustics*. 2019. V. 15. P. 100–141.
8. Gröhl J., Dreher K.K., Schellenberg M., Rix T., Holzwarth N., Vieten P., Ayala L., Bohndiek S.E., Seitel A., Maier-Hein L. SIMPA: an open-source toolkit for simulation and image processing for photonics and acoustics // *J. Biomed. Opt.* 2022. V. 27. № 8. P. 083010 (1–21).
9. Cox B.T., Laufer J.G., Beard P.C., Arridge S.R. Quantitative spectroscopic photoacoustic imaging: a review // *J. Biomed. Opt.* 2012. V. 17. № 6. P. 061202 (1–22).
10. Rosenthal A., Ntziachristos V., Razansky D. Acoustic inversion in optoacoustic tomography: A review // *Current Medical Imaging*. 2013. V. 9. № 4. P. 318–336.
11. Treeby B.E., Cox B.T. k-Wave: MATLAB toolbox for the simulation and reconstruction of photoacoustic wave fields // *J. of Biomedical Optics*. 2010. V. 15. № 2. P. 021314 (1–12).

12. *Perekatova V.V., Fiks I.I., Subochev P.V.* Image correction in optoacoustic microscopy. Numerical simulation // *Radiophysics and Quantum Electronics*. 2014. V. 57. № 1. P. 67–79.
13. *Chowdhury K.B., Prakash J., Karlas A., Justel D., Ntzia-christos V.* A synthetic total impulse response characterization method for correction of hand-held optoacoustic images // *IEEE Trans. on medical imaging*. 2020. V. 39. № 10. P. 3218–3230.
14. *Hirsch L., Gonzalez M.G., Rey Vega L.* On the robustness of model-based algorithms for photoacoustic tomography: comparison between time and frequency domains // *Review of Scientific Instruments*. 2021. V. 92. № 11. P. 114901 (1–9).
15. *Li W., Hofmann U.A.T., Rebling J., Zhou Q., Chen Z., Ozbek A., Gong Y., Subochev P., Razansky D., Deán-Ben X.L.* Broadband model based optoacoustic mesoscopy enables deep tissue imaging beyond the acoustic diffraction limit // *Laser & Photonics Reviews*. 2022. V. 16. № 5. P. 2100381 (1–11).
16. Ультразвук в медицине. Физические основы применения / Под. ред. Хилла К., Бэмбера Дж., тер Харар Г. Пер. с англ. под ред. Гаврилова Л.В., Хохловой В.А., Сапожникова О.А. М.: ФИЗМАТЛИТ, 2008. 544 с. ISBN 978-5-9221-0894-2.
17. *Jin H., Liu S., Zhang R., Zheng Z., Zheng Y.* Attenuation compensation for high-frequency acoustic-resolution photoacoustic imaging // 2020 IEEE Int. Symp. on Circuits and Systems (ISCAS). IEEE, 2020. P. 1–5.
18. *Awasthi N., Jain G., Kalva S.K., Pramanik M., Yalavarthy P.K.* Deep neural network-based sinogram super-resolution and bandwidth enhancement for limited-data photoacoustic tomography // *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*. 2020. V. 67. № 12. P. 2660–2673.
19. *Kim M.W., Jeng G.-S., Pelivanov I., O'Donnell M.* Deep-learning image reconstruction for real-time photoacoustic system // *IEEE Trans. on medical imaging*. 2020. V. 39. № 11. P. 3379–3390.
20. *Yang C., Jiao Y., Jian X., Cui Y.* Image deconvolution with hybrid reweighted adaptive total variation (HRATV) for optoacoustic tomography // *Photonics*. MDPI, 2021. V. 8. № 2. P. 25(1–20).
21. *Wang J., Zhang C., Wang Y.* A photoacoustic imaging reconstruction method based on directional total variation with adaptive directivity // *Biomedical engineering online*. 2017. V. 16. № 1. P. 1–30.
22. *Cai D., Li Z., Chen S.L.* In vivo deconvolution acoustic-resolution photoacoustic microscopy in three dimensions // *Biomedical Optics Express*. 2016. V. 7. P. 369–380.
23. *van de Sompel D., Sasportas L.S., Jokest J.V., Gambhir S.S.* Comparison of deconvolution filters for photoacoustic tomography // *PLoS ONE*. 2016. V. 11. P. 0152597 (1–28).
24. *Warbal P., Saha R.K.* Performance comparison of commonly used photoacoustic tomography reconstruction algorithms under various blurring conditions // *J. Modern Optics*. 2022. V. 69. № 9. P. 487–501.
25. *Hofmann U.A.T., Li W., Deán-Ben X.L., Subochev P., Estrada H., Razansky D.* Enhancing optoacoustic mesoscopy through calibration-based iterative reconstruction // *Photoacoustics*. 2022. V. 28. P. 100405 (1–8).
26. *Kurnikov A.A., Pavlova K.G., Orlova A.G., Khilov A.V., Perekatova V.V., Kovalchuk A.V., Subochev P.V.* Broadband (100 kHz–100 MHz) ultrasound PVDF detectors for raster-scan optoacoustic angiography with acoustic resolution // *Quantum Electronics*. 2021. V. 51. № 5. P. 383–388.
27. <https://github.com/photoacousticsRU/TRDeconv>