

Методы анализа пульмональной компоненты второго сердечного тонаМ. В. Лесик,^{*} А. И. Корольков,[†] В. Г. Андреев[‡]¹Московский государственный университет имени М. В. Ломоносова, физический факультет, кафедра акустики. Россия, 119991, Москва, Ленинские горы, д. 1, стр. 2

(Статья поступила 17.05.2018; Подписана в печать 17.09.2018)

Проведено численное моделирование аортальной и пульмональной компоненты сигнала второго тона и применение преобразования Вигнера–Вилла для обработки полученного модельного сигнала с целью разделения компонент. При условии разделения компонент в частотно-временной области с помощью преобразования Вигнера–Вилла возможно последующее восстановление их временного профиля путем накладывания соответствующей маски и выполнения обратного преобразования. Показано, что компоненты второго тона могут быть разделены при временной задержке, превышающей 40 мс. Проведена регистрация сигналов второго тона сердца человека с помощью стетоскопа, соединенного с микрофоном. Акустические сигналы фильтровались аппаратным фильтром с перестраиваемой частотой среза в диапазоне 31–125 Гц и обрабатывались с помощью преобразования Вигнера–Вилла. Отмечено, что в норме, когда задержка между аортальной и пульмональной компонентами не превышает 30 мс, их разделение предложенным методом невозможно.

PACS: 43.60.c

УДК: 534.7

Ключевые слова: легочная гипертензия, акустический сигнал второго тона сердца, обработка сигналов, преобразование Вигнера–Вилла.

ВВЕДЕНИЕ

Звуковые импульсы, возникающие при работе сердца, уже довольно давно используются для диагностики различных заболеваний и нарушений в структуре сердечной мышцы [2–4]. В частности, наличие легочной гипертензии и оценка давления в легочной артерии может определяться по анализу звука второго тона [5–7].

При легочной гипертензии звук второго тона расщепляется на две компоненты — аортальную и пульмональную [8, 9]. При этом первая опережает вторую, поскольку пульмональный клапан захлопывается немного позднее аортального в силу повышенного давления в легочной артерии [10]. Частотный спектр пульмональной компоненты лежит в области более высоких частот, чем у аортальной компоненты.

В данной работе моделируются звуковые импульсы, образующиеся при захлопывании аортального и пульмонального клапанов, при различных значениях временной задержки между ними и различном соотношении их амплитуд. Модельный звук второго тона получается сложением этих двух компонент. Кроме того, предлагается алгоритм выделения пульмональной компоненты, проверка которого осуществляется при помощи модельного сигнала, представляющего собой сумму аортальной и пульмональной компонент. Процедура обратного разделения компонент и определение задержки проводится с использованием преобразования Вигнера–Вилла (В–В), позволяющего проводить спектрально–временной анализ нестационарных сигналов [11].

1. ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ И РЕЗУЛЬТАТЫ МОДЕЛИРОВАНИЯ

Процедура формирования модельного сигнала аналогична методу, представленному в работе [1], из которой также взяты необходимые численные значения. Модельный сигнал второго тона сердца S_2 представляется в виде суммы аортальной S_a и пульмональной S_b компонент. Зависимости частот и огибающей амплитуд от времени подобраны таким образом, чтобы максимально соответствовать экспериментально зарегистрированным сигналам второго тона в экспериментах со свиньями, так как сердце свиньи является хорошей моделью сердца человека [12, 13].

$$S_2 = S_a + S_b = A_a(t) \sin((24.3t + 451.4\sqrt{t}) \cdot 2\pi \cdot 10^{-3}) + A_p(t-t_0) \sin((21.83(t-t_0) + 356.34\sqrt{t-t_0}) \cdot 2\pi \cdot 10^{-3}) \quad (1)$$

где время t изменяется в интервале от 0 до 60 мс, а t_0 — время задержки между компонентами. Временная зависимость аортальной A_a и пульмональной A_p компонент имеет следующий вид:

$$A_{a,p} = A_{0a,p} [1 - \exp(-t/8)] \exp(-t/16) \sin(\pi t/60) \quad (2)$$

где $A_{0a,p}$ — пиковые значения для пульмональной и аортальной компонент, соответственно. Амплитуда пульмональной компоненты ниже амплитуды аортальной [14], а их соотношение варьировалось в пределах 0.5–0.8. Частота каждой из компонент нелинейно убывает со временем:

$$f_a = 24.3 + 225.7/\sqrt{t}, \quad f_p = 21.83 + 178.17/\sqrt{t}, \quad (3)$$

где f_a — частота аортальной компоненты, а f_p — частота пульмональной компоненты. Временная задержка между компонентами t_0 варьировалась в пределах

^{*}E-mail: marusya_12-95@mail.ru[†]E-mail: korolkov@physics.msu.ru[‡]E-mail: andreev@acs366.physics.msu.ru

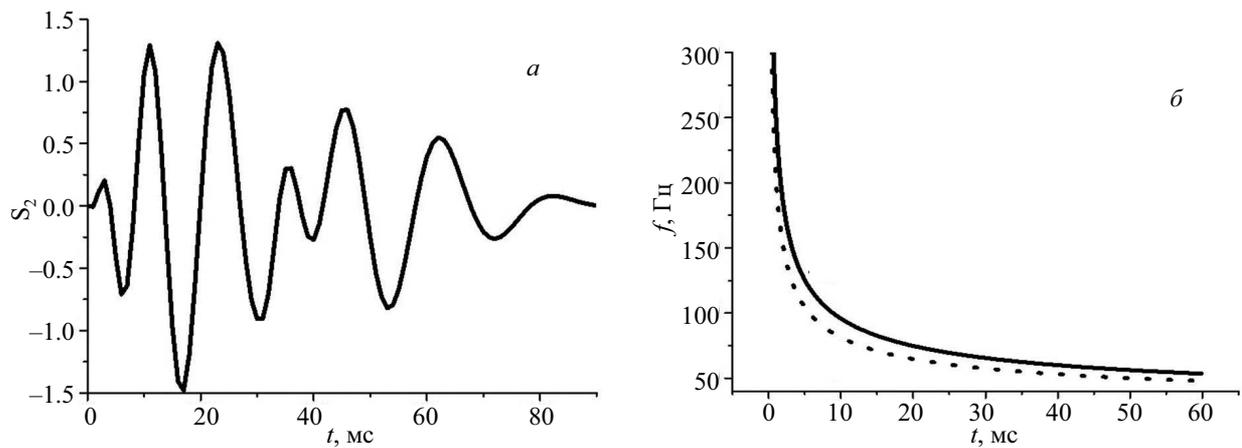


Рис. 1: Модельная форма импульса второго тона при задержке между аортальной и пульмональной компонентами $t_0 = 30$ мс (а). Изменение частоты аортальной f_a и пульмональной f_p компонент со временем (б)

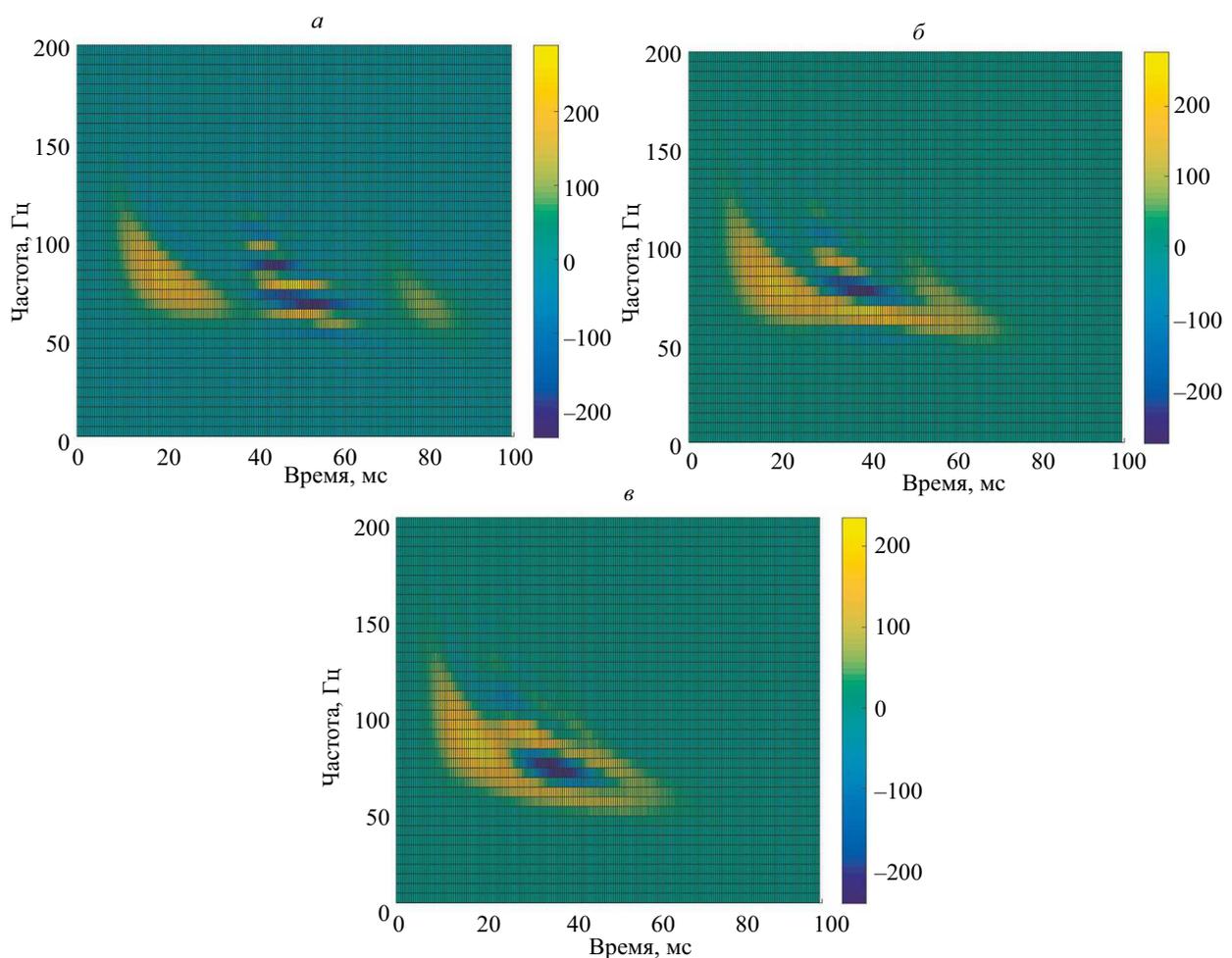


Рис. 2: Модуль функции $P(\tau, f)$, рассчитанный для импульсов S_2 при временной задержке между компонентами 60 мс (а), 40 мс (б), 30 мс (в). Светлые участки соответствуют большим значениям модуля

10–60 мс. Такие соотношения характерны для экспериментально зарегистрированных сигналов второго тона при легочной гипертензии при различных давлениях

в легочной артерии [8]. Как правило, большая задержка (30 мс и выше) является признаком повышенного давления в легочной артерии [15, 16]. На рис. 1,а при-

ведена форма импульса S_2 при временной задержке между компонентами 30 мс, когда компоненты частично накладываются друг на друга, в результате чего сигнал второго тона имеет вид одного импульса. Зависимость частот аортальной и пульмональной компонент от времени показана на рис. 1,б. В течение первых 10–15 мс частоты быстро уменьшаются до значений 70–80 Гц, после чего медленно уменьшаются до 54 Гц (частота f_a) и 48 Гц (частота f_p).

Разделение компонент импульса второго тона, частота которого заметно изменяется со временем, можно проводить с помощью преобразования Вигнера–Вилла [11]:

$$P(\tau, f) = \int_{-\infty}^{\infty} S(\tau + t/2) S^*(\tau - t/2) e^{-j2\pi ft} dt,$$

где $S(t)$ — исследуемый сигнал, $*$ — знак комплексного сопряжения. Преобразование В–В здесь целесообразно использовать, поскольку именно оно обеспечивает наилучшее разрешение в частотной и временной области для chirпированных импульсов [1, 17, 18]. Величина $P(\tau, f)$ может рассматриваться в качестве оценки плотности энергии сигнала на данной частоте в фиксированный момент времени. На рис. 2 представлены результаты вычислений модуля функции $P(\tau, f)$ для импульсов S_2 при временной задержке между компонентами 60 мс (а), 40 мс (б), 30 мс (в). Светлые участки соответствуют большим значениям модуля. При временной задержке между компонентами равной 60 мс компоненты разделены во времени. На рис. 2 эти компоненты также разделяются, при этом возникают артефакты в виде интерференционных полос, появление которых связано с квадратичностью преобразования.

Если сигналы разрешены в частотно-временной области, то они могут быть восстановлены путем наложения соответствующей маски и выполнения обратного преобразования. Граничная задержка между сигналами, на которой различимы отдельные компоненты, может быть оценена в 40 мс (рис. 2,б). В том случае, когда сигналы накладываются друг на друга в частотно-временной области, необходимо применять другие методы обработки. Рассмотрим, например, преобразование Вигнера–Вилла при временной задержке между компонентами равной 30 мс. Как видно из рис. 2,в, прямым наложением маски восстановить сигналы не представляется возможным, поскольку сигналы наложены друг на друга в частотно-временной области. Однако, остается возможность восстановить частоту аортальной компоненты пользуясь предположением, что частота убывает со временем как $t^{-1/2}$. Для этого наложим маску, которая сделает сигнал похожим на компоненту S_a , и посчитаем среднюю частоту \tilde{f}_a в каждый момент времени:

$$\tilde{f}_a = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} f \cdot \tilde{P}(t, f) df}{\int_{-\infty}^{\infty} \tilde{P}(t, f) df}, \quad (4)$$

где $\tilde{P}(t, f)$ преобразование Вигнера–Вилла от S_2 после наложения маски (рис. 3).

Результат вычисления \tilde{f}_a по формуле (4) и его сравнение с точной частотой f_a представлен на рис. 4,а. Как видно из графика, \tilde{f}_a дает неплохое соответствие вплоть до времен 50–55 мс, на которых амплитуда сигнала становится слишком малой. Интегрируя \tilde{f}_a , можно получить оценку для фазы сигнала $\tilde{\varphi}_a$. Для этого \tilde{f}_a представляется в виде полинома некоторой степени M , где величина $M \sim 20 - 30$:

$$\tilde{f}_a = \sum_{n=1}^M c_n t^n. \quad (5)$$

Коэффициенты полинома вычисляются с помощью полиномиального метода наименьших квадратов, после чего полином интегрируется и вычисляется фаза:

$$\tilde{\varphi}_a = 2\pi \sum_{n=1}^M c_n \frac{t^{n+1}}{n+1}. \quad (6)$$

Результат вычисления фазы представлен на рис. 4,б. Для восстановления огибающей $\tilde{A}_a(t)$ вычисляется аналитическая форма суммарного сигнала S_2 с помощью преобразования Гильберта. Путем умножения S_2 на $\exp(-i\tilde{\varphi}_a)$ и фильтрации результирующего сигнала фильтром низких частот (частота среза приблизительно равна 20 Гц), восстанавливается огибающая, и, следовательно, аортальная компонента. Временная форма пульмональной компоненты строится вычитанием восстановленного сигнала аортальной компоненты из сигнала S_2 . На рис. 5 показан пример восстановления компонент. Временная задержка t_0 между компонентами, оцененная предложенным методом, определяется со значительной погрешностью.

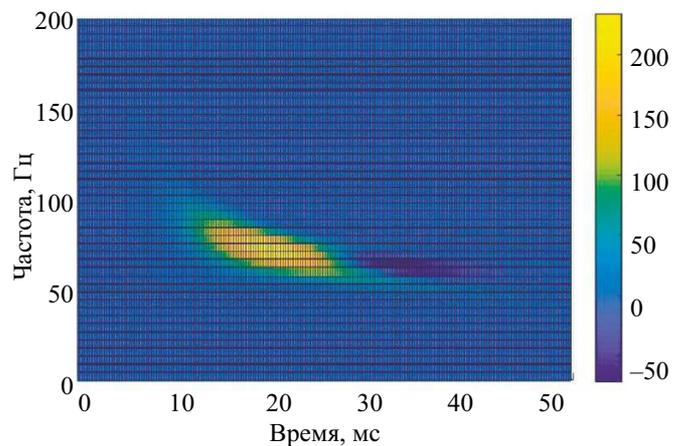


Рис. 3: Модуль функции $\tilde{P}(t, f)$, рассчитанный для импульсов S_2 при временной задержке между компонентами 30 мс, после наложения маски

Влияние шума на процесс восстановления компонент проводилось путем добавления к сигналу случайного шума, средняя амплитуда которого не превышала

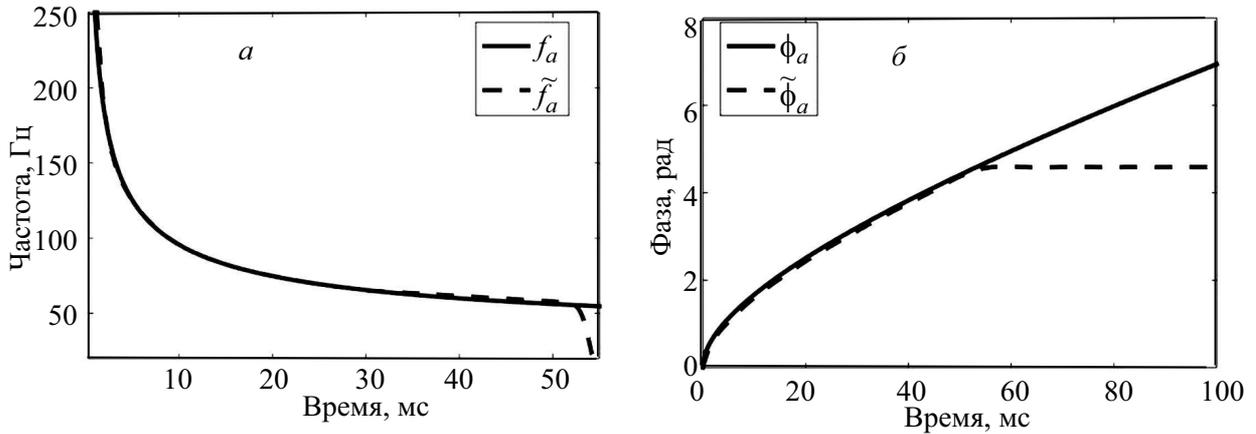


Рис. 4: Результат оценки частоты (а) и фазы (б)

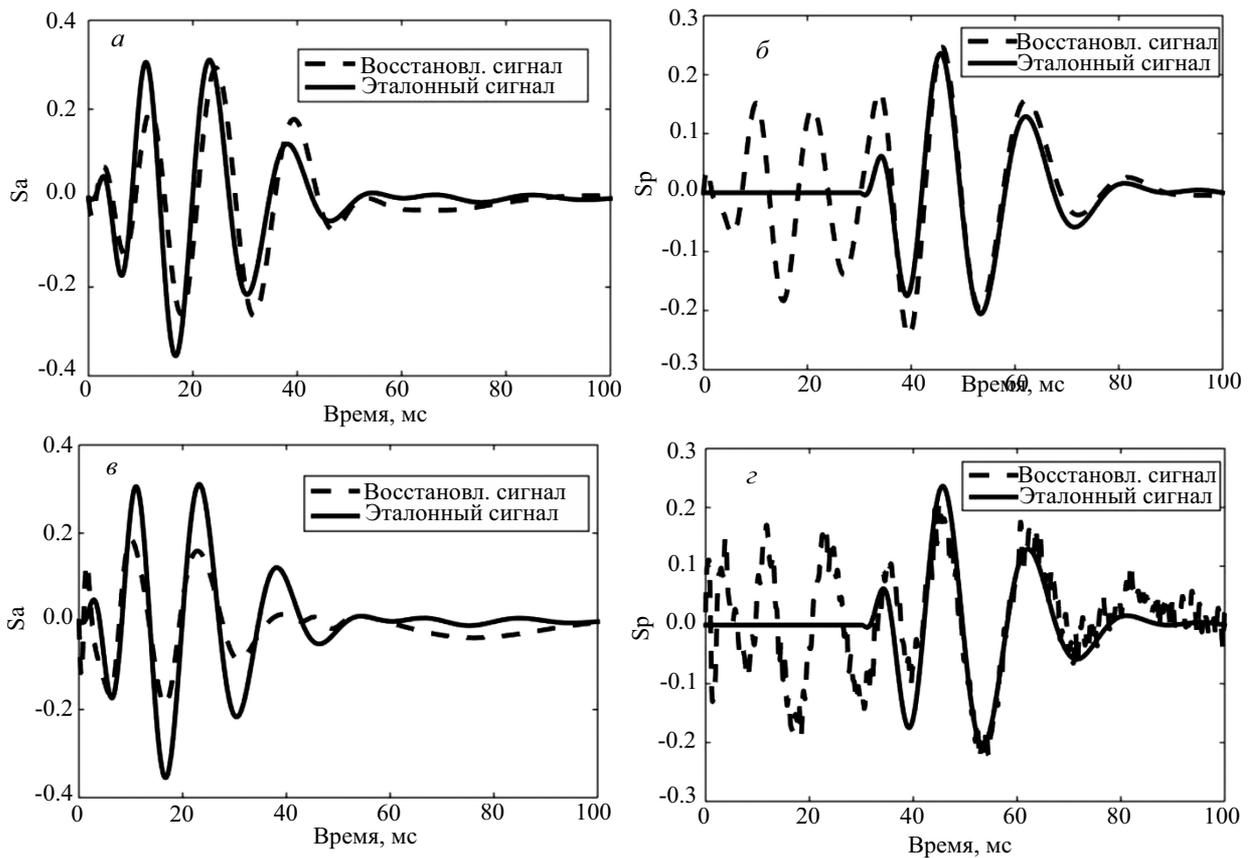


Рис. 5: Результат восстановления аортальной и пульмональной компонент в отсутствие шума (а,б) и при наличии шума (в,г)

20% от максимального значения S_2 , что вполне соответствует реальной экспериментальной ситуации. Как и следовало ожидать, при наличии шума результаты восстановления ухудшаются (Рис. 5, в, г). Это связано с тем, что полиномиальный метод наименьших квадратов дает значительные ошибки при восстановлении фазы при наличии шума [19].

2. ОПИСАНИЕ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЙ УСТАНОВКИ

Регистрация и запись сигналов второго тона сердца проводилась на одном из авторов статьи. В качестве приемника акустических сигналов использовался медицинский стетоскоп с мембраной и одним звукопроводом (рис. 6, а). В месте раздвоения звукопровода на дужки он обрезался, и в это

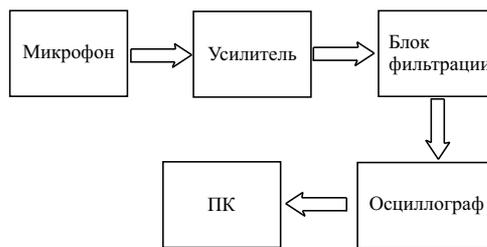
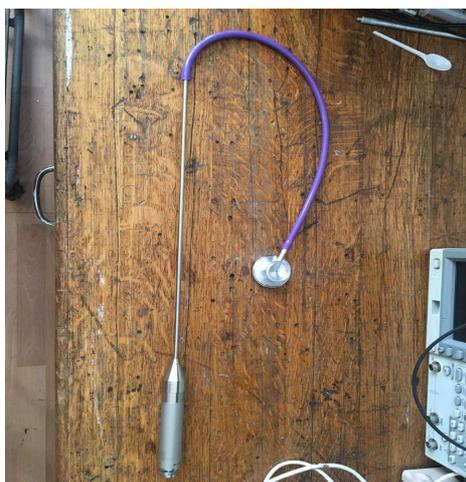


Рис. 6: Фотография микрофона, согласующего устройства, соединенного с головкой стетоскопа трубкой-звукпроводом (а) и схема экспериментальной установки (б)

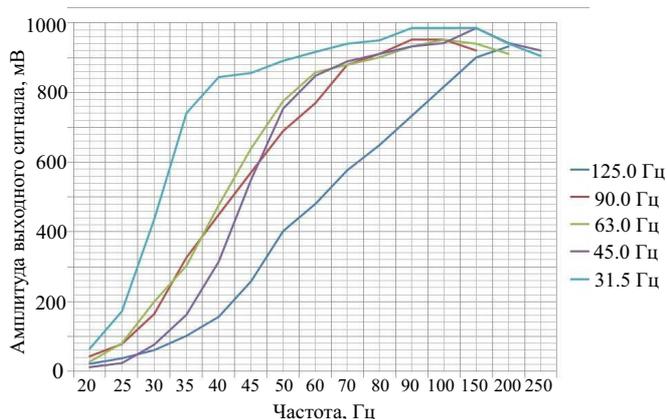


Рис. 7: Амплитудно-частотные характеристики фильтра при различных значениях частоты среза f_v . Амплитуда входного сигнала 1 В

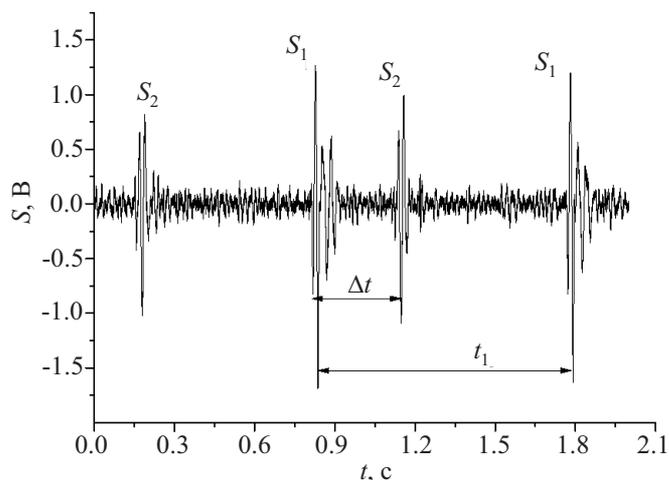


Рис. 8: Измеренная фонограмма двух циклов работы сердца. Фильтр с частотой $f_v = 45$ Гц

место вставлялась трубка согласующего устройства микрофона. Согласующее устройство RTF SV63 обеспечивало переход от малого диаметра звукпровода (5 мм) на мембрану конденсаторного микрофона RTF MV102 диаметром 19 мм с минимальными переотражениями. Конденсаторный микрофон подключался к усилителю-вольтметру Robotron 02 022, с которого также подавалось фантомное питание для поляризации микрофона (рис. 6,б). Усиленный сигнал поступал на вход фильтра верхних частот RTF 11018 с регулируемой частотой среза. Отфильтрованный сигнал регистрировался USB осциллографом АКИП 4111 (Picoscope), подключенным к ноутбуку. Длительность развертки выбиралась равной 200 мс/дел, что позволяло регистрировать и записывать одновременно два полных цикла сердца. Частота дискретизации сигнала составляла 10 кГц. Для уменьшения уровня высокочастотного шума

использовался режим осциллографа с фильтрацией низких частот с частотой среза 1 кГц.

Измерения проводились следующим образом. Мембрана стетоскопа устанавливалась в месте, где обычно прослушивается клапан легочного ствола — во втором межреберном промежутке слева от края грудины [20]. Здесь амплитуда второго тона обычно выше, чем у первого. В процессе измерений головка стетоскопа удерживалась под действием собственного веса и упругости трубки-звукпровода. Сигналы тонов сердца записывались при выдохе на задержке дыхания.

Частота среза фильтра верхних частот (f_v) изменялась дискретно: 31.5 Гц, 45 Гц, 63 Гц, 90 Гц и 125 Гц. Измеренные амплитудно-частотные характеристики фильтра при различных f_v изображены на рис. 7. Снятие характеристик производилось следующим образом: на вход фильтра подавался синусоидальный сигнал

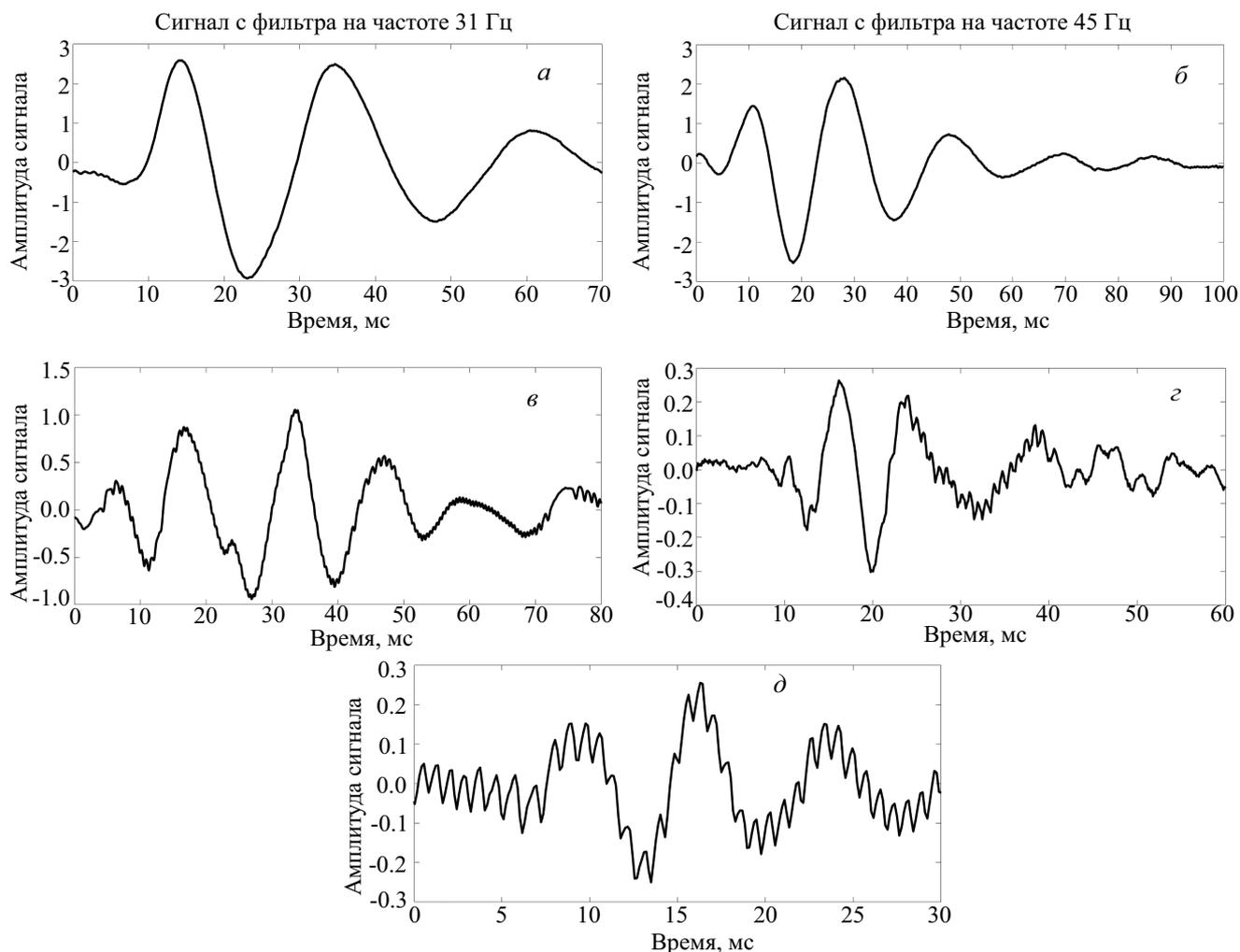


Рис. 9: Сигналы второго тона сердца человека, записанные для фильтров 31,5 Гц (а), 45 Гц (б), 63 Гц (в), 90 Гц (г) и 125 Гц (д) соответственно

с амплитудой 1000 мВ, затем регистрировалась амплитуда выходного сигнала, которая отражена на рис. 7 для каждой частоты среза фильтра, соответственно. При записи использовались фильтры для выбора наиболее информативной части сигнала.

3. РЕЗУЛЬТАТЫ ОБРАБОТКИ ИЗМЕРЕННЫХ СИГНАЛОВ

На рис. 8 приведены акустические сигналы, записанные в течение двух циклов работы сердца. Интервал между циклами t_1 примерно равен 1 сек, что соответствует нормальному пульсу 60 ударов в минуту. Интервал Δt между первым (S_1) и вторым (S_2) тоном составляет 300 мс, что соответствует норме.

Сигналы второго тона выделялись визуально, а затем обрабатывались с использованием описанного выше алгоритма. На рис. 9 приведены формы сигналов второго тона, зарегистрированные с использованием

фильтров с различной частотой среза. Амплитуда сигнала, полученная при фильтрации с частотами среза 31.5–63 Гц, остается на уровне 1–2 В. При частоте среза 90 Гц амплитуда сигнала падает до 0.2 В, а с увеличением частоты среза до 125 Гц сигнал становится сравнимым с уровнем шумов.

Такую же закономерность можно проследить и на двумерных графиках, полученных при применении к описанным выше сигналам преобразования В–В.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В работе использовался модельный сигнал второго тона сердца в виде суммы двух компонент — аортальной и пульмональной, частота каждой из которых убывает со временем как $t^{-1/2}$. Максимум частоты соответствует начальному моменту времени и составляет 250–300 Гц. Для диагностики легочной гипертензии необходимо выделить пульмональную компоненту,

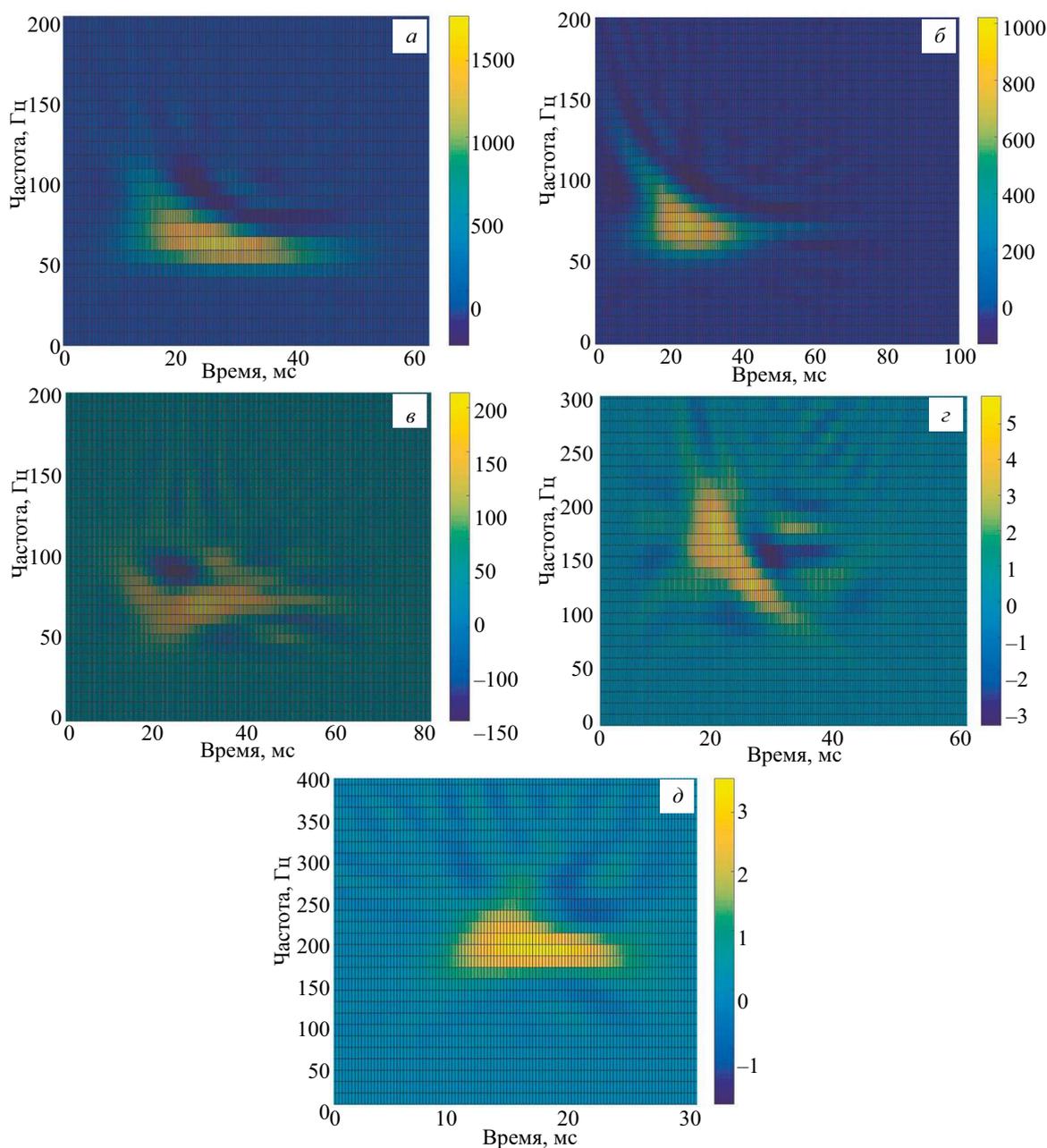


Рис. 10: Обработка с помощью преобразования В–В сигналов второго тона сердца, записанных для фильтров 31,5 Гц (а), 45 Гц (б), 63 Гц (в), 90 Гц (г) и 125 Гц (д) соответственно

которая задержана относительно аортальной на время, превышающее 30 мс. При этом как время задержки, так и частотный спектр пульмональной компоненты несут информацию о давлении в легочной артерии, т.е. могут служить диагностическими параметрами при определении тяжести легочной гипертензии. Выделение пульмональной компоненты может быть выполнено с использованием преобразования Вигнера–Вилла, обладающего достаточно хорошим разрешением по частоте и времени. Предложенный алгоритм заключается в построении зависимости средней частоты аорталь-

ной компоненты в каждый момент времени в интервале длительностью 30–40 мс, вычислении фаз волн на этих частотах и синтезе временного профиля аортальной компоненты. Форма пульмональной компоненты получается вычитанием полученного аортального сигнала из суммарного сигнала второго тона. Однако перекрытие компонент во временной области позволяет использовать такой алгоритм только при задержках, превышающих 45–50 мс, т.е. когда амплитуда аортальной компоненты становится малой. Описанный модельный сигнал второго тона планируется в дальнейшем

использовать для построения и отладки других методик разделения аортальной и пульмональной компонент. Поэтому важно было сравнить модельный сигнал с сигналом, зарегистрированным экспериментально. Был создан аппаратный комплекс, позволяющий записывать и проводить фильтрацию звука второго тона сердца. Звуки тонов сердца воспринимались мембранной стетоскопом и регистрировались чувствительным электретным микрофоном. Построенные зависимости модуля функции $P(\tau, f)$ показали, что максимальные

частоты не превышают 300 Гц. Амплитуды волн с частотами 100–300 Гц быстро уменьшаются со временем, и после 20 мс остаются только волны с частотами, не превышающими 60–70 Гц. Таким образом, предложенная модель для звука второго тона соответствует экспериментально зарегистрированным сигналам и может быть использована для отработки методик разделения компонент.

Работа выполнена при финансовой поддержке гранта РФФИ 18-02-00736.

-
- [1] Xu J, Durand L.G., Pibarot P. IEEE Trans Biomed Eng. 2001. **48**, N 3. P. 277.
 - [2] Shaver J.A., Salerni R., Reddy P.S. Current Problems in Cardiology. 1985. **10**, N 3, P. 1.
 - [3] Leung T.S. et al. IEE Proceedings-Science, measurement and technology. 1998. **145**, N 6. P. 285.
 - [4] Reed T.R., Reed N.E., Fritsson P. Simulation Modelling Practice and Theory. 2004. **12**, N 2. P. 129.
 - [5] Leatham A. Acta cardiologica. 1964. **19**, P. 395.
 - [6] Bartels A., Harder D. Clinical Physics and Physiological Measurement. 1992. **13**, N 3. P. 249.
 - [7] Smith R., Ventura D. Computers in biology and medicine. 2013. **43**, N 7. P. 904.
 - [8] Sutton G., Harris A., Leatham A. British heart journal. 1968. **30**, N 6. P. 743.
 - [9] Harris A., Sutton G. British Heart Journal. 1968. **30**, N 6. P. 739.
 - [10] Abrams J. Current Concepts of the Genesis of Heart Sounds: I. First and Second Sounds. Jama. 1978. **239**, N 26. P. 2787.
 - [11] Boashash B., O'Shea P. IEEE Transactions on Signal Processing. 1994. **42**, N 1. P. 216.
 - [12] W. J. Dodds. Fed. Proc. 1982. **41**. P. 247.
 - [13] Durand L. G. et al. Innovation et technologie en biologie et médecine. 1989. **10**, N 4. P. 383.
 - [14] Stein P. D. A physical and physiological basis for the interpretation of cardiac auscultation: evaluations based primarily on the second sound and ejection murmurs. Blackwell/Futura, 1981.
 - [15] Aggio S. et al. Acta cardiologica. 1990. **45**, N 3. P. 199.
 - [16] Longhini C. et al. American Journal of Cardiology. 1991. **68**, N 4. P. 398.
 - [17] Obaidat M. S. Journal of Medical Engineering & Technology. 1993. **17**, N 6. P. 221.
 - [18] Mecklenbräuker, Wolfgang, and Franz Hlawatsch, eds. The Wigner Distribution: theory and applications in signal processing. Elsevier Science, 1997.
 - [19] Enke, C. G., and Timothy A. Nieman. Analytical Chemistry. 1976. **48**, N 8. P. 705A.
 - [20] Levine S. A., Harvey W. P. Academic Medicine. 1960. **35**, N 1. P. 90.

Methods for analyzing the pulmonary component of the second heart sound

M.V. Lesik^a, A.I. Korolkov^b, V.G. Andreev^c

¹Department of acoustics, Faculty of Physics, Lomonosov Moscow State University. Moscow 119991, Russia
E-mail: ^amarusya_12-95@mail.ru, ^bkorolkov@physics.msu.ru, ^candreev@acs366.phys.msu.ru

Numerical modeling of the aortic and pulmonary component of the second tone signal and application of the Wigner — Ville transform for processing the obtained model signal for the purpose of component separation are performed. If the components can be separated in the time-frequency domain with use of Wigner-Ville transform, it is possible to restore their temporal profile by overlaying the corresponding mask and performing the inverse transformation. It is shown that the components of the second tone can be separated with a time delay exceeding 40 ms. Signals of the second tone of the human heart were recorded with a stethoscope connected to a microphone. Acoustic signals were filtered by a hardware filter with a tunable cutoff frequency in the range of 31-125 Hz and processed using Wigner — Ville transform. In norm, when the delay between aortic and pulmonary components does not exceed 30 ms, their separation by the proposed method is impossible.

PACS: 43.60.ꞑc

Keywords: pulmonary hypertension, acoustic signal of the second heart sound, signal processing, Wigner — Ville transform.

Received 17 May 2018.

Сведения об авторах

1. Лесик Мария Владимировна — студентка 2 курса магистратуры; тел.: (495) 939-29-52, e-mail: marusya_12-95@mail.ru.
2. Корольков Андрей Игоревич — вед. программист; тел.: (495) 939-29-52, e-mail: korolkov@physics.msu.ru
3. Андреев Валерий Георгиевич — канд. физ.-мат. наук, доцент; тел.: (495) 939-29-52, e-mail: andreev@acs366.phys.msu.ru.