

УДК 534; 537; 612

О ВОЗМОЖНОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ SFCO-СЕНСОРОВ ДЛЯ ИЗУЧЕНИЯ ВИБРАЦИОННЫХ И АКУСТИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ

А.С. ХАЧУНЦ^{1*}, С.Г. ГЕВОРГЯН², И.Г. ТАДЕВОСЯН¹, Э.Г. КОСТАНЯН¹,
С.Т. МУРАДЯН², В.С. ГЕВОРГЯН², Н.Э. ТАДЕВОСЯН¹, С.А. ХАЧУНЦ²

¹Институт физиологии им. Л.А. Орбели НАН Армении, Ереван, Армения

²Ереванский государственный университет, Ереван, Армения

*e-mail: aleks.khach@gmail.com

(Поступила в редакцию 1 марта 2017 г.)

Обсуждается возможность применения вибрационных и акустических SFCO-сенсоров для исследования биомедицинских сигналов. Показана применимость таких сенсоров для регистрации мышечной активности голосового аппарата гортани и перспективность их использования для изучения состояния сердечно-сосудистой системы. Обсуждены также физические основы и преимущества использования SFCO-сенсоров в медико-биологических исследованиях.

1. Введение

В конце 90-х годов для решения ряда актуальных задач экспериментальной физики в Армении была разработана новая чувствительная измерительная методика (Single-layer Flat-Coil Oscillator – SFCO), в которой в качестве чувствительного элемента (сенсора) использовался маломощный автогенератор на плоской катушке [1]. За прошедшие годы эти сенсоры продемонстрировали свои уникальные возможности в фундаментальных исследованиях, в частности, для выявления и изучения слабовыраженных особенностей физических свойств сверхпроводящих материалов [2–6]. Была показана также эффективность SFCO-сейсмодатчиков [7–9].

Физические принципы работы SFCO-сенсоров основаны на изменении частоты измерительного автогенератора, запускаемого маломощным туннельным диодом (ТД), в ответ на деформацию силовых линий радиочастотного (РЧ) поля ($F \sim 10$ МГц) у поверхности плоской приёмной катушки генератора при приближении и/или удалении металлической (например, медной) пластины [2–3] (рис.1). Можно сформулировать несколько ключевых моментов, обеспечивающих высокую чувствительность SFCO-сенсоров: во-первых, высокая стабильность частоты измерительного автогенератора (уровень его собственного шума

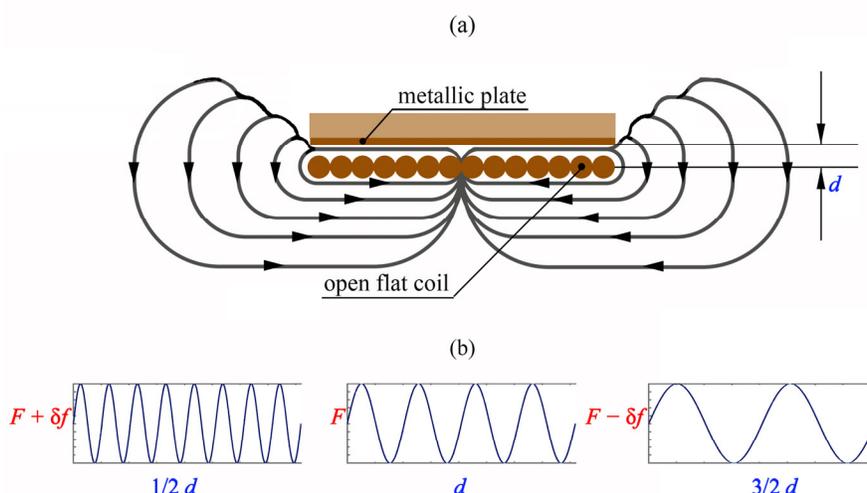


Рис.1. Принцип работы SFCO-сенсоров: (а) деформация силовых линий измерительного РЧ магнитного поля ($F \sim 10$ МГц) вокруг плоской однослойной катушки при приближении металлической (например, медной) пластины; (б) схематическое представление изменения частоты SFCO-автогенератора при изменении расстояния d между плоской катушкой и металлической пластиной.

составляет ± 1 Гц при гелиевых температурах и $\pm 5-10$ Гц при комнатной температуре), во-вторых, ничтожно малая мощность (≤ 5 мкВт) измерительного генератора. В настоящей работе стабильность использованных нами генераторов при комнатных температурах на частотах ~ 10 МГц была не хуже ± 5 Гц. Это обеспечило крайне высокую пространственную разрешающую способность измерений, составляющую менее 1 нм [3]. Говоря иначе, смещение вибрирующей медной пластины относительно поверхности приёмной катушки на ~ 1 нм приводит к изменению частоты генератора на ~ 10 Гц, что заметно больше уровня его собственного шума [2–3]. Мощность же измерительного РЧ поля в объёме изучаемых медико-биологических объектов ничтожно мала (меньше 1 мкВт). Кроме того, обеспечена компенсация температурного дрейфа частоты автогенератора. Как следует из рис.1b, каждому значению расстояния d между экранирующей пластиной и поверхностью плоской катушки соответствует конкретная частота измерительного генератора. Зависимость частоты измерительного генератора от расстояния d между экранирующей пластиной и поверхностью плоской катушки линейна в достаточно широких пределах изменения d [3]. Такая уникальная особенность поведения SFCO-сенсоров позволяет относить их к высокоточным позиционным сенсорам, позволяющим регистрировать и изучать медленные движения с нанометрическим разрешением. Это обстоятельство свидетельствует об ещё одном важном и уникальном свойстве SFCO-сенсоров – ультрашироком

частотном диапазоне их чувствительности, начинающемся (теоретически) с нуля герц и простирающемся до высоких (ультразвуковых) частот. Следовательно, SFCO-сенсоры позволяют регистрировать сверхмедленные колебания вплоть до «квазистационарных» процессов. Учитывая вышеизложенное, представляется крайне заманчивой адаптация высокочувствительной SFCO-технологии к задачам регистрации медико-биологических сигналов [10].

Фактически, на базе предложенной нами [1] и существенно усовершенствованной в дальнейшем [2–3] для применений в науке [1–2, 4–6, 10] и в технике [7–9] SFCO-технологии может быть реализовано 2 класса сенсоров. Первый – сенсоры с колебательной системой, включающие в настоящее время несколько типов: прецизионный позиционный сенсор (датчик положения, скорости и ускорения); прецизионный вибрационный сенсор (виброфон, сейсмический сенсор); прецизионный акустический сенсор (микрофон, гидрофон); прецизионный датчик дифференциального давления. Второй класс – это сенсоры без колебательной системы, представленные на данный момент двумя типами: безынерционный прецизионный термодатчик с рекордно высоким разрешением и РЧ «магнитно-полевой» зонд [11], позволяющий отслеживать динамику изменений диэлектрических, магнитных и проводящих (экранирующих) свойств изучаемой среды.

Целью настоящей работы является изучение возможности использования двух сенсоров первого класса – вибрационного и акустического (рис.2) – для регистрации биомедицинских сигналов. Основное отличие этих сенсоров состоит в том, что в вибрационном сенсоре поверхность колебательной системы находится в непосредственном контакте с поверхностью источника сигнала, тогда как

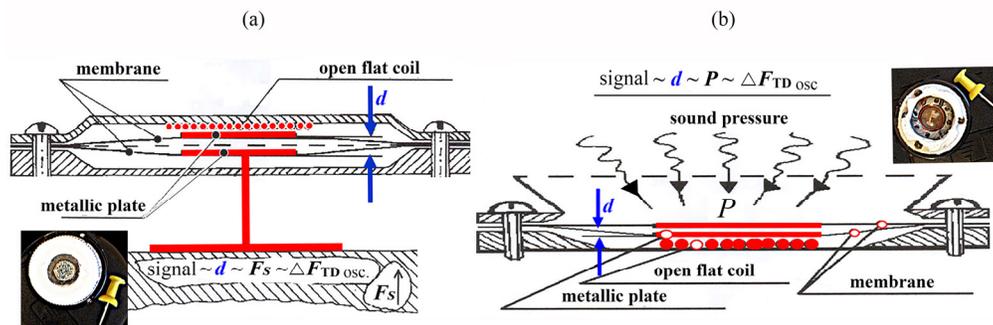


Рис.2. SFCO-сенсоры с колебательной системой: (а) вибрационный сенсор – виброфон и (б) акустический сенсор – микрофон. Колебательная система виброфона находится в непосредственном контакте с источником вибраций. Между источником сигнала и микрофоном имеется воздушная прослойка. На вставках представлены реальные модели вибрационного и акустического сенсоров.

в случае акустического датчика между колебательной системой датчика и поверхностью источника сигнала имеется воздушная прослойка.

2. Условия и методы исследований

В исследованиях принимало участие 6 добровольцев (3 мужчин и 3 женщины). Возрастной диапазон от 25 лет до 61 года. Сигналы регистрировались неинвазивно (без нарушения целостности кожного покрова) SFCO-сенсорами с поверхности кожи и подавались на специальный частотомер FFM8 для съёма и обработки поступающей информации. Как сенсоры, так и устройство съёма были любезно предоставлены разработчиком и владельцем SFCO-технологии – фирмой PSI Ltd., Армения.

Измеренная информация поступала в компьютер и регистрировалась специально разработанным в среде LabView National Instruments (NI) виртуальным прибором. Частотомер FFM8 регистрировал величину частоты измерительного генератора со скоростью 1000 измерений в секунду. Соответственно динамические сдвиги частоты измерительного прибора описывались с временным шагом в 1 мсек. Точность считывания частоты составляла $\pm(2-3)$ Гц, что существенно меньше уровня собственных шумов измерительного автогенератора (± 5 Гц). В дальнейшем, дополнительная обработка зарегистрированных данных производилась с помощью программ Diadem NI и MatLab MathWorks Inc. Цифровая обработка данных проводилась как методами цифровой фильтрации сигналов и Фурье-преобразования [12], так и с помощью эмпирической модовой декомпозиции для разложения сигнала на собственные модовые функции [13–14].

3. Результаты и их обсуждение

При расположении SFCO-вибросенсора у внутреннего края грудино-ключично-сосцевидной мышцы или ниже угла нижней челюсти регистрировались соответственно сфигмограммы общей или наружной сонной артерии (рис.3). На сфигмограммах за счёт весьма высокой чувствительности SFCO-сенсора чётко прослеживается множество дополнительных компонент, устойчиво повторяющихся с каждым сокращением сердца (рис.3а) в отличие от традиционных методов регистрации сфигмограммы (рис.3б) [15]. В области инцизуры (выемки на нисходящем участке основной волны сфигмограммы) благодаря достаточной упругости колебательной системы сенсора выделяется несколько более высокочастотный всплеск, связанный с закрытием аортального клапана (отмечены на рис.3а стрелками).

При регистрации сфигмограммы в условиях одновременной вокализации-

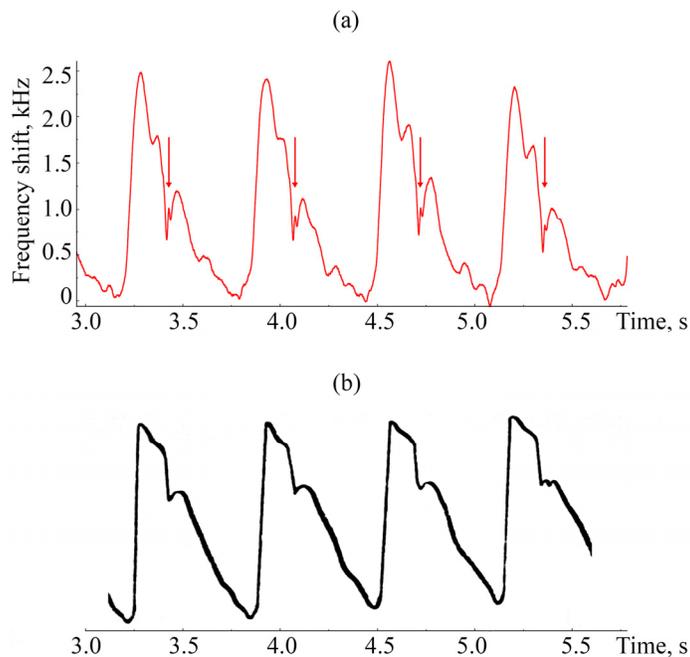


Рис.3. Сфигмограммы сонной артерии: (а) сигналы, зарегистрированные SFCO-вибросенсором и (б) сигналы, регистрируемые обычным сенсором. Стрелками указаны моменты высокочастотных колебаний, связанных с закрытием аортального клапана.

онной активности последняя накладывается на медленные колебания сфигмографических сигналов в виде чётких высокочастотных осцилляций (рис.4). Как можно заметить из рисунка, повторная вокализация конкретного звука генерирует схожую картину активности, представленную в увеличенном виде на вставке.

Представляется достаточно перспективным исследование особенностей частотно-временных характеристик голосового аппарата [16] в плане комплексной биоидентификации человека, поскольку благодаря широте частотной чувствительности на выходе сенсора одновременно регистрируются как сигналы вибраций голосовых связок и окружающих резонаторов, так и вегетативные параметры (пульсовые волны артериального давления, частота сердечных сокращений, ритм дыхания), также проявляющие чётко индивидуальный характер. Поскольку спектральные характеристики вербальных сигналов и вегетативных компонент не перекрываются, последующее разделение этих групп сигналов не представляет существенных проблем. Одинаково успешно могут быть применены методы цифровой фильтрации, Фурье-преобразования, вейвлет-анализа, преобразования Гильберта–Хуанга и др. [12–14].

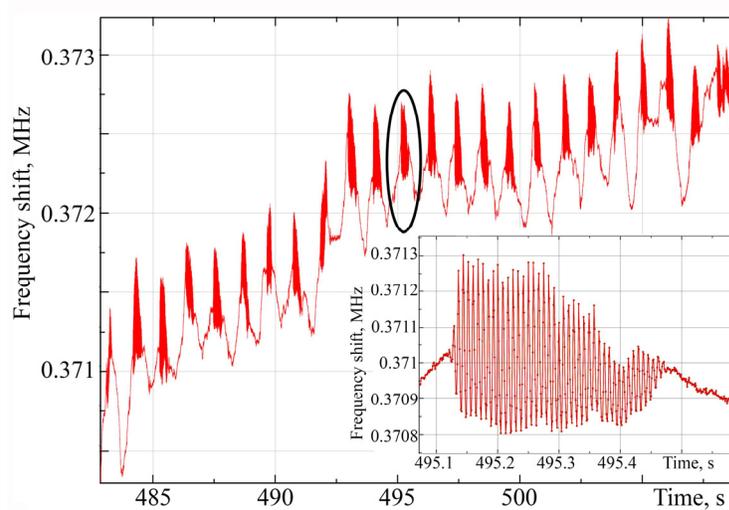


Рис.4. Сфигмограмма сонной артерии, зарегистрированная SFCO-вибросенсором, с наложенной на неё периодически повторяемой вокализационной активностью. На вставке показан увеличенный фрагмент вокализационной активности.

Для оценки соотношения регистрируемых сигналов и собственных шумов SFCO-сенсора после преобразования Фурье сравнивались спектры мощности полезных сигналов и фоновых кривых (рис.5). Мощность спектра фоновой записи пренебрежительно мала в сравнении с мощностью спектра полезного сигнала, зарегистрированного в точке проекции сонной артерии (соотношение примерно 1:500 для частот ниже 0.2 Гц и 1:5000 для частот выше 1 Гц). В

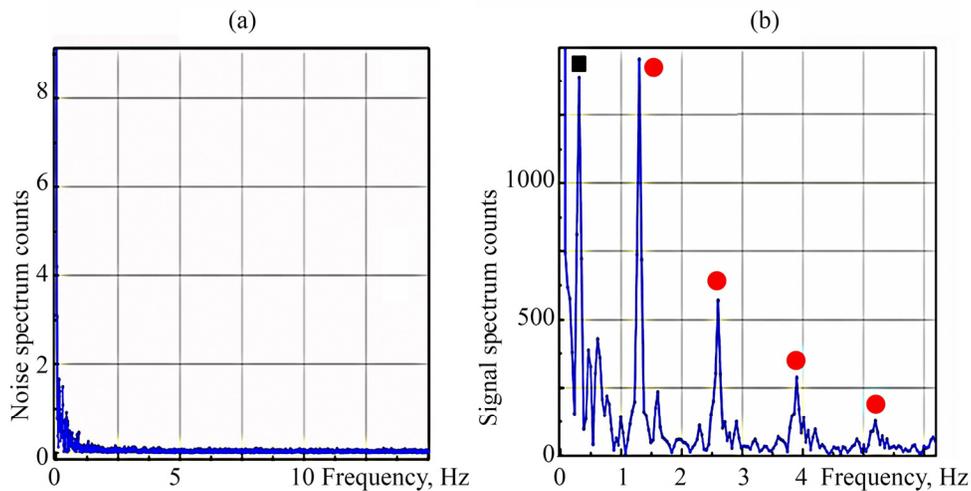


Рис.5. Спектры мощности SFCO-вибросенсора: (а) спектр фоновой активности и (б) спектр сигнала от сонной артерии (спектр сфигмограммы). На спектре сфигмограммы: квадратная метка – пик дыхательной активности, круглые метки – четыре гармоники ритма сердца.

представленном фрагменте спектра мощности полезного сигнала чётко выделяются пик дыхательной активности с субкомпонентами, а также 1–4 гармоники активности сердца с субкомпонентами. Даже для наименьшего пика полезного сигнала – 4-ой гармоники ритма сердца – соотношение сигнал/шум не хуже 500/1.

В отличие от сфигмограммы, регистрируемой вибрационным SFCO-сенсором (рис.6а, кривая 1), сигнал, детектируемый акустическим SFCO-сенсором, представляет собой дифференцированный вариант сфигмограммы, отражающий скорость изменения давления в кровеносном сосуде (рис.6б). Такая специфика скорее всего связана с упругостью колебательной системы акустического сенсора и демпфирующими свойствами воздушной подушки между поверхностью кожи и поверхностью колебательной системы сенсора. При сравнении первой производной сфигмограммы, регистрируемой SFCO-вибросенсором (рис.6а, кривая 2), с сигналом, полученным акустическим SFCO-сенсором, выявляется практически полная морфологическая идентичность кривых. Единственным существенным отличием является более чем десятикратное превышение амплитуды сигналов с акустического сенсора. При этом обе кривые отражают, во-первых, фазы изометрического сокращения и быстрого изгнания крови из полости левого желудочка – первый высокий позитивный «медленный» пик, и во-вторых, момент закрытия аортального клапана и отражения крови от

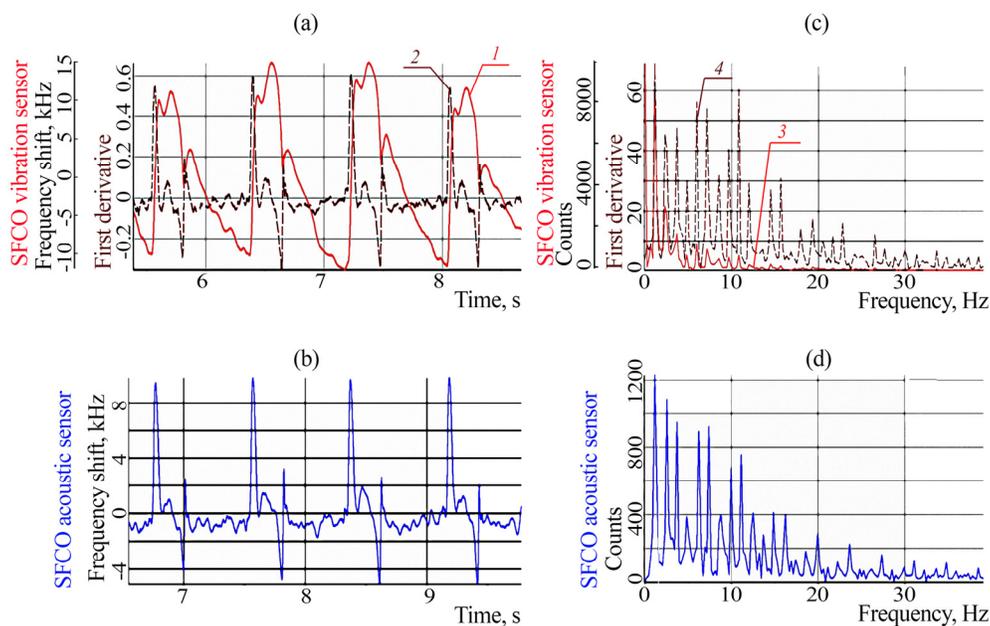


Рис.6. Сфигмограммы и соответствующие им спектры, регистрируемые (а, с) вибрационным и (b, d) акустическим SFCO-сенсорами.

его створок (начало диастолы) – второй негативно-позитивный более высокочастотный пик, которому соответствует фонокардиографический второй тон сердца.

Одним из безынерционных и достаточно чувствительных методов регистрации пульсовой кривой артериального давления является метод лазерной доплеровской виброметрии (LDV) [17,18]. Метод основан на анализе интерференционной картины лазерного излучения, формируемого за счёт отраженного от вибрирующей поверхности лазерного излучения. Для этого на поверхность кожи в области проекции сонной артерии приклеивают фольгу, от которой отражается наведенное лазерное излучение, модулированное преимущественно в соответствии с особенностями пульсации сонной артерии. Целесообразно сравнение картины пульсации сонной артерии, зарегистрированной акустическим SFCO-сенсором (рис.6b), с активностью, полученной методом LDV (см. рис.20а в [17]). Активность, регистрируемая этими двумя методами, практически идентична. Однако, в случае применения метода бесконтактной регистрации LDV все же вносятся некоторые погрешности в зависимости от выраженности подкожной жировой клетчатки, степени гидратации тканей и глубины залегания сонной артерии, поскольку все указанные особенности оказывают определённый демпфирующий эффект. Неслучайно в работе [17] приводятся кривые, зарегистрированные у лиц разного возраста, пола (рис.31 в [17]), людей с разным индексом массы тела (рис.33а,в в [17]), т. е. разной степенью выраженности подкожной жировой клетчатки. Такая модуляция минимизирована в случае применения акустического и, в ещё большей мере, вибрационного SFCO-сensors в силу контактного характера регистрации сфигмограммы.

Эмпирическая модовая декомпозиция (EMD) позволяет проследить формирование сигналов с использованием обоих типов SFCO-сensors (рис.7). В процессе преобразования Гильберта–Хуанга на стадии EMD сначала выделяются высокочастотные внутренние модовые функции (IMF), а наиболее низкочастотная компонента и постоянная составляющая – в последнюю очередь. Так второй пик сфигмограммы, имеющий более высокочастотную характеристику, появляется раньше первого (IMF5–6 на рис.7а и IMF3–4 на рис.7с). На уровне определенных модовых функций формируются компоненты, коррелирующие с ритмом сердца IMF10 (рис.7а, с) и ритмом дыхания IMF12 (рис.7а) и IMF13 (рис.7с).

Результаты спектрального анализа внутренних модовых функций пульсограмм демонстрируют наличие в сигналах выраженных низкочастотных колебаний. Начиная с IMF7, модовые частоты спектров внутренних модовых функций лежат ниже 10 Гц (рис.7b, d). Микрофоны и акселерометры, используемые в медико-биологических приборах, на частотах ниже 10 Гц проявляют резкое снижение чувствительности. Как акустические, так и вибрационные SFCO-сensors,

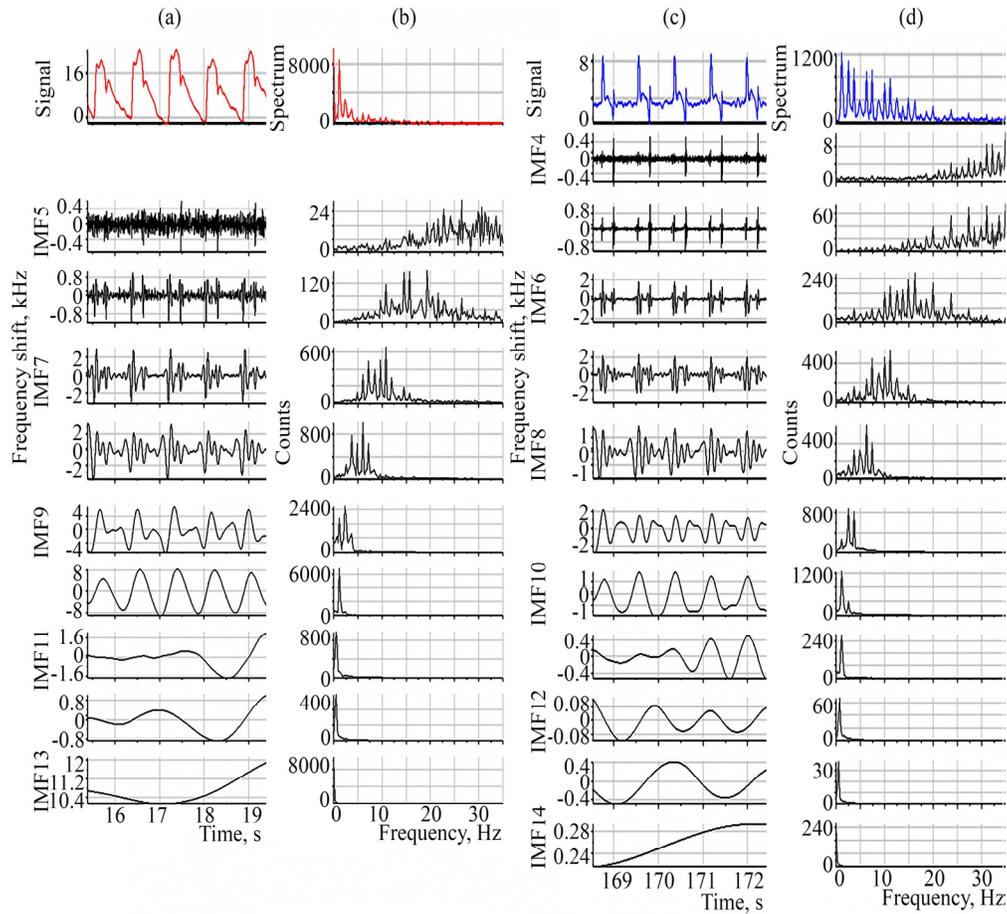


Рис.7. Сфигмограммы и спектры мощности сфигмограмм сонной артерии, регистрируемые (а, б) вибрационным и (с, d) акустическим SFCO-сенсорами. Под кривыми нативных сигналов представлены внутренние модовые функции (а, с). Под спектральными кривыми сигналов – спектры мощности соответствующих внутренних модовых функций (IMF) после эмпирической модовой декомпозиции сигналов (b, d).

имея ультраширокий диапазон частотной чувствительности (теоретически, с нуля герц и до ультразвукового диапазона частот), уверенно идентифицируют медленные составляющие сигнала, что видно по мощностям спектров ниже IMF7 (рис.7b, d). Это обосновывает целесообразность их использования во многих методах изучения системы циркуляции крови: оценке жёсткости артериальной стенки [18–20], мониторинге ритма сердца и оценке его variability [21], мониторинге динамики артериального давления [22], оценке периферического сопротивления кровотоку [23] и др.

4. Заключение

SFCO-сенсоры на базе маломощных, стабильных автогенераторов с плоскими однослойными приёмными катушками использованы для регистрации биомедицинских сигналов. Продемонстрированы уникальные характеристики этих сенсоров: крайне низкий уровень собственных шумов, высокое разрешение при широком диапазоне частотной чувствительности. Показана высокая эффективность использования SFCO-сенсоров в исследованиях сверхмедленных и квазистационарных процессов. Полученные результаты свидетельствуют о том, что вибрационные и акустические SFCO-сенсоры, имея специфические характеристики, не заменяют, а дополняют друг друга, позволяя оценивать разные аспекты регистрируемых процессов (изучаемый сигнал и его производную). Показана перспективность применения вибрационных и акустических SFCO-сенсоров для изучения сигналов сердечно-сосудистой системы и голосового аппарата.

Авторы выражают благодарность руководству фирмы PSI Ltd. в связи с безвозмездным предоставлением вибрационного и акустического SFCO-сенсоров, а также специального блока съёма и обработки информации с соответствующим программным обеспечением, что во многом способствовало выполнению настоящей работы.

ЛИТЕРАТУРА

1. S.G. Gevorgyan, A.A. Movsisyan, G.D. Movsesyan, V.A. Shindyan, H.G. Shirinyan. *Modern Physics Letters B*, **11**, 1123 (1997).
2. S.G. Gevorgyan, T. Kiss, A.A. Movsisyan, H.G. Shirinyan, Y. Hanayama, H. Katsube, T. Ohyama, M. Takeo, T. Matsushita, K. Funaki. *Review of Scientific Instruments*, **71**, 1488 (2000).
3. S.G. Gevorgyan, T. Kiss, T. Ohyama, A.A. Movsisyan, H.G. Shirinyan, V.S. Gevorgyan, T. Matsushita, M. Takeo, K. Funaki. *Physica C*, **366**, 6 (2001).
4. S.G. Gevorgyan, T. Kiss, T. Ohyama, M. Inoue, A.A. Movsisyan, H.G. Shirinyan, V.S. Gevorgyan, T. Matsushita, M. Takeo. *Superconductor Science & Technology*, **14**, 1009 (2001).
5. S.G. Gevorgyan, T. Kiss, H.G. Shirinyan, A.A. Movsisyan, T. Ohyama, M. Inoue, T. Matsushita, M. Takeo. *Physica C*, **363**, 113 (2001).
6. S.G. Gevorgyan, T. Kiss, M. Inoue, A.A. Movsisyan, H.G. Shirinyan, T. Hara-yama, T. Matsushita, T. Nishizaki, N. Kobayashi, M. Takeo. *Physica C*, **378**, 531 (2002).
7. S.G. Gevorgyan, V.S. Gevorgyan, H.G. Shirinyan, G.H. Karapetyan, A.G. Sarkisyan. *IEEE Transactions on Applied Superconductivity*, **17**, 629 (2007).
8. S. Gevorgyan, V. Gevorgyan, G. Karapetyan. *Nuclear Instruments & Methods in Physics Research A*, **589**, 487 (2008).
9. S.G. Gevorgyan. *Earthquake Research & Analysis – Statistical Studies, Observations & Planning*, InTech, Rijeka, Croatia, 275 (2012).
10. A.S. Khachunts, S.G. Gevorgyan, S.T. Muradyan, V.S. Gevorgyan. *Third Jubilee Inter.*

- Conf. on Neuroscience and Biological Psychiatry, Yerevan, Gitutyun, 22 (2013).
11. **S.G. Gevorgyan, H.G. Shirinyan, V.S. Gevorgyan, S.T. Muradyan, G.S. Gevorgyan, B.K. Kurghinyan, A.A. Polyanskii.** J. Physics: Conference Series, **350**, 012026 (2012).
 12. **R.M. Rangayyan.** Biomedical Signal Analysis. Hoboken, Wiley-IEEE Press, 2015.
 13. Hilbert–Huang Transform and Its Applications. N.E. Huang, S.S.P. Shen (Eds.), Singapore, World Scientific Publishing, **16** (2014).
 14. **M.E. Torres, M.A. Colominas, G. Schlotthauer, P. Flandrin.** Proc. IEEE Inter. Conf. on Acoustics, Speech and Signal Processing, Prague, 4144 (2011).
 15. Физиология человека, Г.И. Косицкий (ред.). Москва, Медицина, 1985.
 16. **В.Н. Сорокин, В.В. Вьюгин, А.А. Тананыкин.** Информационные процессы, **12**, 1 (2012).
 17. **C.L. Desjardins.** A Remote and Non-Contact Measurement of the Blood Pulse Waveform with a Laser Doppler Vibrometer (2013) – <http://mathcs.holycross.edu/~esoares/FenwickThesis.pdf>.
 18. **A. Campo, J. Dirckx.** Proceedings of SPIE 8011, 22nd Congress of the International Commission for Optics: Light for the Development of the World, 80118Y, Puebla, 301 (2011).
 19. **R.R. Townsend, I.B. Wilkinson, E.L. Schiffrin, A.P. Avolio, J.A. Chirinos, J.R. Cockcroft, K.S. Heffernan, E.G. Lakatta, C.M. McEniery, G.F. Mitchell, S.S. Najjar, W.W. Nichols, E.M. Urbina, T. Weber.** Hypertension, **666**, 698 (2015).
 20. **И.Б. Матросова, Н.В. Борисочева, В.Э. Олейников.** Известия ВУЗов. Поволжский регион. Медицинские науки, **10**, 90 (2009).
 21. **Н.Ю. Дурнова, Я.П. Довгалецкий, А.Н. Бурлака, А.Р. Киселев, Н.В. Фурман.** Саратовский научно-медицинский журнал, **7**, 607 (2011).
 22. **Е.М. Хурс, П.В. Андреев, А.В. Поддубная, М.Г. Евсина, О.Г. Смоленская.** Артериальная гипертензия, **16**, 104 (2010).
 23. **Д.А. Усанов, А.В. Скрипаль, А.Ю. Вагарин, А.П. Рытик.** Методы и аппаратура для диагностики состояния сердечно-сосудистой системы по характеристикам пульсовой волны. Саратов, Изд. Саратовского университета, 2009.

ON THE POSSIBILITY OF APPLICATION OF SFCO SENSORS
FOR INVESTIGATION OF VIBRATION AND ACOUSTIC SIGNALS
FROM BIOLOGICAL OBJECTS

A.S. KHACHUNTS, S.G. GEVORGYAN, I.G. TADEVOSYAN, E.G. KOSTANYAN,
S.T. MURADYAN, V.S. GEVORGYAN, N.E. TADEVOSYAN, S.A. KHACHUNTS

The possibility of application of vibro- and acoustic SFCO sensors for investigation of biomedical signals is discussed. The applicability of such sensors for registration of muscle activity of vocalization apparatus of larynx and their suitability for advanced research of cardiovascular system are demonstrated. Physical principle of operation and advantages of SFCO sensors at biomedical investigations are discussed too.