

РАДИОЧАСТОТНЫЕ «МАГНИТНО-ПОЛЕВЫЕ» ЗОНДЫ НА ОСНОВЕ АВТОГЕНЕРАТОРОВ НА ОДНОСЛОЙНЫХ ПЛОСКИХ КАТУШКАХ – НОВЫЙ ТИП SFCO-СЕНСОРОВ ДЛЯ МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ

А.С. ХАЧУНЦ^{1*}, С.Г. ГЕВОРГЯН², Н.Э. ТАДЕВОСЯН¹, А.А. ТУМАНЯН¹,
Э.Г. КОСТАНЯН¹, И.Г. ТАДЕВОСЯН¹, Б.К. КУРГИНЯН²,
С.А. ХАЧУНЦ², В.С. ГЕВОРГЯН²

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

²Ереванский государственный университет, Ереван, Армения

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

(Поступила в редакцию 26 апреля 2019 г.)

Обсуждаются физические основы и преимущества использования нового класса SFCO-сенсоров – радиочастотных «магнитно-полевых» зондов – для исследования биомедицинских сигналов. Показана перспективность их применения для изучения динамических изменений диэлектрических характеристик тканей и сред организма. Представлены данные регистрации сенсорами этого класса состояния сосудистой системы.

1. Введение

Для решения актуальных задач экспериментальной физики (в частности, для повышения разрешения детекторов элементарных частиц и ионизирующих излучений [1], выявления и изучения слабовыраженных особенностей физических свойств высокотемпературных сверхпроводников [2–6] и т.д.) в Армении в конце 90-х годов была создана новая высокочувствительная измерительная методика, в которой в качестве чувствительного элемента (сенсора) используется маломощный автогенератор на однослойной плоской катушке (ПК) [1]. Эта методика явилась основой оригинальной технологической платформы, названной впоследствии SFCO технологией (a Single-layer Flat-Coil Oscillator technology). Разработанные и созданные на базе этой технологии сенсоры уже продемонстрировали свои уникальные возможности для прояснения основополагающих проблем физики сверхпроводников [6–7], повышения чувствительности техники в сейсмологии, геофизике [8–10], а также в физиологии, биофизике [11–12].

Все разновидности SFCO-сенсоров в настоящее время можно разделить на два основных класса. Первый класс – сенсоры с колебательной системой,

включающие несколько типов: прецизионный позиционный сенсор (датчик положения, скорости, ускорения), прецизионный вибрационный сенсор (виброфон, сейсмический сенсор), акустический сенсор (микрофон, гидрофон) и прецизионный датчик дифференциального давления. Перспективность использования вибрационных и вибро-акустических SFCO-сенсоров при изучении сигналов биологических объектов была обсуждена нами ранее [11–12]. Второй класс – сенсоры без колебательной системы, представленные на данный момент тремя типами: безынерционный (из-за малой массы) термодатчик с высоким разрешением (~ 1 мК), нановаттный измеритель добротности/поглощения (Q-meter) и радиочастотный «магнитно-полевой» (РЧ–МП) зонд [13, 7].

Физические принципы работы SFCO-сенсоров основаны на изменении частоты и/или амплитуды измерительного генератора, запускаемого маломощным туннельным диодом (TD). В сенсорах с колебательной системой сдвиг частоты обусловлен деформацией силовых линий РЧ измерительного поля ($F \sim 10\text{--}50$ МГц) у поверхности приёмной ПК генератора в ответ на приближение или удаление металлической (например, медной) пластины колебательной системы [8–12] (см. рис. 1 в [12]) за счет токов Фуко (Eddy currents), наводимых этим же полем в пластине. Для сенсоров второй группы механизмы изменения частоты и/или амплитуды измерительного генератора другие. Термосенсор обеспечивает почти линейный сдвиг частоты генератора из-за прогрева/охлаждения самой приёмной катушки, выступающей в роли прецизионного терморезистора в цепи колебательного контура. В случае «магнитно-полевого» зонда механизмы изменения частоты и амплитуды измерительного генератора могут быть разными. В диэлектрической среде одним из наиболее вероятных механизмов следует считать поглощение средой энергии поля измерительной катушки из-за «навязанной» переориентации дипольных структур изучаемой среды РЧ полем автогенератора, другим – перенос свободных зарядов в изучаемой структуре или среде, и наконец, дополнительными факторами, приводящими к изменению частоты и/или амплитуды автогенератора, могут быть также и механизмы, рассмотренные выше для сенсоров первого класса.

Показана возможность реализации нового типа микроскопов на базе РЧ–МП зонда в дополнение к (а в ряде случаев и взамен) туннельным и атомно-силовым микроскопам [7, 13]. Причём, если в последних используются твердотельные зонды ближнего поля, новый SFCO-микроскоп имеет нетвердотельный зонд дальнего поля, что обеспечивает ряд преимуществ при сканировании поверхности образцов. Поскольку дистанция между объектом изучения и элементами дальнеполевых зондов на много порядков больше ближнеполевых, исключается неконтролируемое возмущающее влияние самого зонда на изучаемый объект, сохраняется возможность контролируемых влияний на образец, обеспечивается

визуальное наблюдение и проведение необходимых манипуляций на поверхности исследуемого образца.

Следует подчеркнуть, что мощность РЧ поля у поверхности изучаемого объекта крайне мала и составляет от 1нВт до 10мкВт при диаметре ПК ~8 мм [5]. В то же время показано высокое пространственное разрешение МП зонда (~1 мкм) при сканировании гребёнки, состоящей из тонких металлических проволок [7, 13]. На данный момент диаметр изученных катушек SFCO-сенсоров охватывает диапазон от 1 мм до 1 м. Соответствующая настройка генератора позволяет «вынести» наиболее чувствительную иглообразную зону РЧ магнитного поля МП зонда на расстояние 20–25см от поверхности катушки уже при диаметре приёмной катушки ~8 мм. Это весьма заманчиво в плане использования SFCO-зондов в исследованиях биологических объектов и сред.

Целью работы является изучение возможности использования РЧ–МП зондов (рис.1) для изучения различных структур и сред, а также биомедицинских сигналов *in vivo* (на живом организме).



Рис.1. Различные конструкции радиочастотных «магнитно-полевых» SFCO-зондов и четырехканальная измерительная электроника.

2. Условия и методы исследований

В работе использованы сенсоры с тремя размерами приёмной ПК (8.5 мм, 25 мм и 35 мм). Сигналы, детектируемые РЧ–МП SFCO-зондом, подавались на специальный быстродействующий восьмиканальный частотомер SFFM-8 для счёта и обработки поступающей информации. Измеренные данные поступали в персональный компьютер и регистрировались разработанным фирмой PSI в среде LabView (National Instruments, USA) виртуальным прибором (программой). Частотомер регистрировал частоту измерительного генератора (ИГ) со скоростью 1000 измерений в секунду, т.е. динамические процессы в результате наших

измерений оценивались с временным шагом в 1мсек. Точность считывания частоты составляла $\pm 2\text{--}3\text{Гц}$, что существенно ниже уровня собственных шумов ИГ ($\pm 100\text{Гц}$). Дополнительная обработка измеренных данных проводилась с помощью программ Diadem (National Instruments) и MatLab (MathWorks Inc., USA). Цифровая обработка данных проводилась как методами цифровой фильтрации сигналов и Фурье-преобразования [14], так и с помощью эмпирической модовой декомпозиции (Empiric Mode Decomposition – **EMD**) для разложения сигнала на собственные модовые функции [15–16]. Исследования биологических структур и сред проводились на 9 добровольцах (5 мужчин и 4 женщины), возрастной диапазон которых составлял 20–65 лет. Сигналы регистрировались неинвазивно (без нарушения целостности кожного покрова) с поверхности кожи.

3. Результаты и их обсуждение

Прежде чем приступить к исследованиям *in vivo* нами было решено оценить влияние различных объектов на РЧ измерительное поле «магнитно-полевого» (МП) зонда.

3.1. Эксперимент 1 (Рис.2а)

При достаточном приближении медной пластины (толщиной больше глубины «скин»-слоя этого материала $\sim 30\text{мкм}$), ориентированной параллельно поверхности ПК зонда, регистрируется сдвиг разностной частоты измерительного прибора относительно исходного уровня (соответствующего фрагменту а-б на рис.2а). В этой связи следует отметить, что измерительные приборы на основе SFCO технологии, как правило, состоят из 2-х автогенераторов на ТД, один из них является измерительным (у поверхности ПК которого располагают изучаемый объект), а другой – опорным [3–4]. Такой дизайн сенсоров позволяет избежать приборных эффектов, упростить электронику и повысить точность измерений. Исходя из сказанного, по осям ординат рисунков приводится не сдвиг частоты измерительного генератора, а значение разности частот опорного и измерительного генераторов, а именно $\Delta F = F_{\text{ref}} - F_{\text{meas}}$. При этом, параметры опорного генератора остаются неизменными при измерениях. Таким образом, в самом начале приближения медной пластины к поверхности МП зонда, пока пластина находится на расстоянии, большем некоторой критической дистанции, экранирующая сила токов Фуко, наведенных РЧ полем зонда в пластине, ещё недостаточна для деформации силовых линий иглообразного измерительного поля зонда. Хотя токи Фуко формируются с самого начала, их плотность нарастает по мере приближения пластины к зонду, что приводит к неизбежному росту

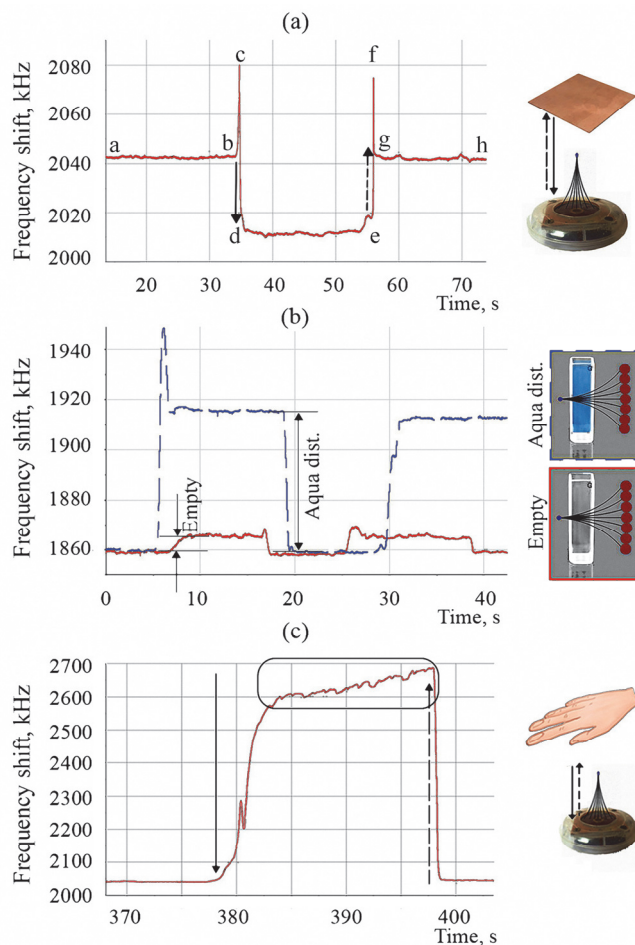


Рис.2. Изменения значений разностной частоты РЧ МП зонда при перемещении в магнитном поле (а) медной пластины (эксперимент 1), (b) помещении в магнитном поле спектрофотометрической пластиковой кюветы (пустой – сплошная линия, и наполненной водой для инъекций – пунктирная линия) (эксперимент 2), (с) перемещении в магнитном поле кисти (эксперимент 3). Подробные пояснения в тексте статьи.

требуемой для их формирования энергии, поглощаемой из энергии РЧ измерительного поля зонда. Как следствие, частота F_{meas} ИГ в этой фазе падает [3], а ΔF – растёт (фрагмент b-c на рис.2a). Затем, начиная с некоторой дистанции от поверхности зонда, дальнейшее приближение медной пластины приводит к значительно более сильному эффекту – нарастающей экранировке РЧ поля ПК зонда растущими токами Фуко, приводящей к крутому росту величины частоты F_{meas} ИГ и падению разностной частоты ΔF (фрагмент c-d на рис.2a). При вертикальном удалении пластины от поверхности зонда разностная частота ΔF меняется в

обратной последовательности (фрагменты e-f и f-g на рис.2a). Крутизна описанных изменений зависит от скорости приближения и/или удаления медной пластины. Изложенные закономерности лежат в основе принципа работы SFCO-сенсоров первого класса [3], в которых медная пластина является частью колебательной системы и располагается на близком расстоянии от плоскости приёмной ПК, как правило, колеблясь в относительно узком коридоре, не превышающем десятки микрон. Когда медная пластина неподвижна, разностная частота ΔF фиксируется на некотором значении (участок d-e на рис.2a), определяемом расстоянием между пластиной и поверхностью приёмной ПК. Описанные особенности позволяют относить SFCO-сенсоры первого класса как к датчикам положения, так и к датчикам скорости (велоситиметр) и ускорения (акселерометр).

3.2. Эксперимент 2 (Рис.2b)

Для выяснения возможности регистрации диэлектрических характеристик объектов и сред были поставлены эксперименты с использованием пластиковых кювет спектрофотометров. При размещении пустой кюветы у поверхности приёмной катушки зонда регистрировался некоторый сдвиг разностной частоты вверх на ~ 6.7 кГц (рис.2b, сплошная кривая). Кювета, наполненная водой для инъекций, в магнитном поле зонда приводила к более чем семикратному повышению (~ 57 кГц) разностной частоты (рис.2b, пунктирная кривая). Фактически РЧ магнитное поле МП зонда, проходя через пластиковые стенки кюветы, представляющие собой диэлектрик, приводит к переориентациям диполей. Этот процесс протекает в условиях поглощения некоторой энергии поля, чем и определяется сдвиг разностной частоты. Наполненная водой кювета поглощает гораздо большую долю энергии РЧ магнитного поля зонда, так как в столбике воды имеется огромное количество переориентирующихся диполей (каждая молекула воды представляет собой элементарный диполь). Суммарная поглощаемая энергия магнитного поля складывается из энергий, необходимых для переориентации дипольных структур стенок кюветы с одной стороны, и молекул воды, с другой. В результате, чем больше поглощённая энергия РЧ поля, тем больше сдвиг разностной частоты. Измерения диэлектрических свойств воды, водных растворов и биологических жидкостей *in vitro* (вне живого организма), известные как диэлектрометрия [17], диэлькометрия [18], проводятся с использованием С- и L-ячеек. Как следует из названий, исследуемый образец, помещаемый в соответствующий тип ячейки, изменяет резонансную частоту генератора либо за счёт изменения ёмкостных параметров (С-ячейки), либо параметров индуктивности (L-ячейки) колебательного контура. Безотносительно от метода

измерения в этих приборах меняют параметры подстроечного конденсатора или катушки индуктивности до восстановления резонансной частоты генератора. Метод регистрации сигналов с использованием РЧ МП SFCO-зонда иной. Здесь частота измерительного автогенератора динамически изменяется за счёт поглощения части энергии переменного электромагнитного зондирующего поля динамическими процессами, протекающими в зондируемой среде/структуре, сопровождаемыми изменениями диэлектрических и/или проводящих свойств.

3.3. Эксперимент 3 (Рис.2с)

При вертикальном приближении/удалении кисти относительно плоскости приёмной катушки зонда (рис.2с) отмечается повышение/снижение разностной частоты измерителя. Удержание кисти руки в непосредственной близости (2–3 мм) к плоскости ПК формирует устойчивый среднестатистический уровень сдвига разностной частоты прибора, на котором прорисовываются регулярные изменения частоты в ритме сердечных сокращений (рис.2с, очерченный рамкой участок кривой). Развёртывание указанных колебаний частоты во времени представляет собой сфигмограмму достаточно мелких артерий кисти. Таким образом, последняя серия экспериментов показывает возможность неинвазивной регистрации физиологических сигналов. Ниже приводятся предварительные результаты таких исследований *in vivo*.

3.4. Эксперимент 4 (рис.3)

При приближении/удалении РЧ–МП зонда к/от поверхности кожи в области проекции сонной артерии отмечается соответственно ещё более резкое повышение (рис.3а)/снижение (рис.3с) разностной частоты. Фиксация положения зонда в 2–3мм от поверхности кожи (участки плато на кривых рис.3а и рис.3с) формирует устойчивый среднестатистический уровень частоты, на котором прорисовываются регулярные колебания частоты (рис.3б) – сфигмограмма сонной артерии. Регистрируемые изменения частоты имеют в своей основе более комплексный механизм. Биологические ткани и среды отличаются сложным строением. Их невозможно однозначно отнести к проводникам или диэлектрикам. Диэлектрические и проводящие характеристики сред и тканей сильно зависят от частоты прилагаемого электромагнитного поля. Кроме того, биологические среды (межклеточная и внутриклеточная жидкости, кровь, спинномозговая жидкость и т.д.) содержат в большом количестве разнополярные ионы, т.е. можно говорить о свободно перемещающихся зарядах. Мембраны клеток поляризованы, множество органических молекул имеют относительно поляризованные

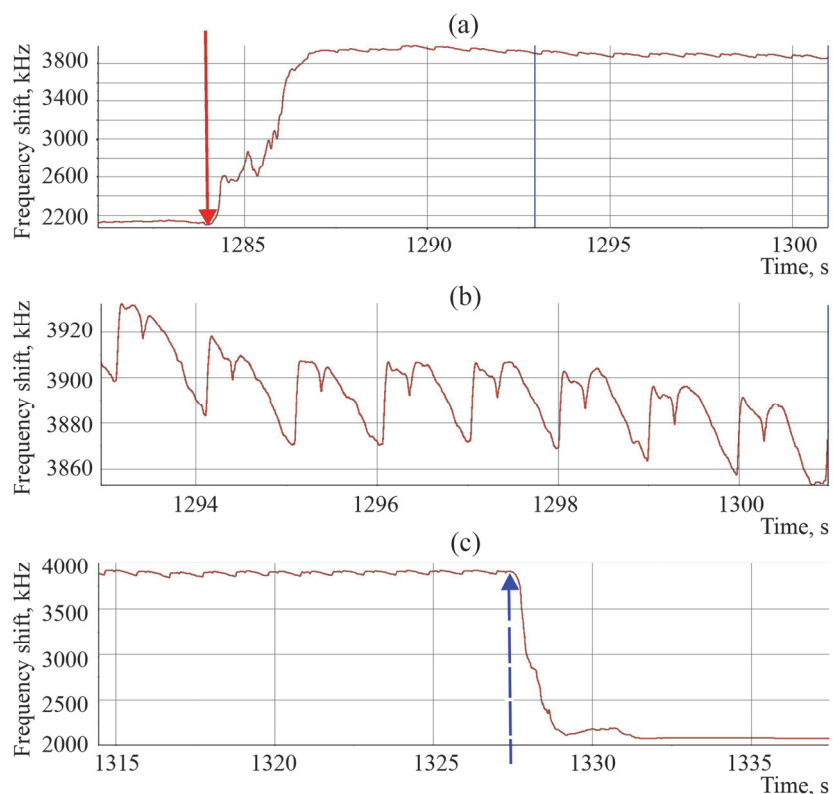


Рис.3. Изменения значений разностной частоты измерительного прибора при (а) – приближении РЧ–МП зонда к области проекции левой сонной артерии, фиксации положения зонда в 2–3 мм от поверхности кожи (участки плато на а и с) и удалении сенсора от поверхности кожи (с). На б – увеличенный фрагмент плато, представляющий сфигмограмму сонной артерии. Сплошная стрелка – приближение РЧ–МП зонда к поверхности кожи, пунктирная – удаление зонда от поверхности кожи.

участки, что позволяет говорить о наличии дипольных структур. Исходя из вышеперечисленных особенностей, в биологических структурах и средах может иметь место параллельно как переориентация диполей в переменном РЧ магнитном поле, так и перенос зарядов. В первом случае имеет место поглощение энергии, а во втором – как поглощение, так и экранировка РЧ измерительного поля приёмной катушки зонда с соответствующими сдвигами разностной частоты измерителя (вверх и/или вниз). Помимо этого, возможен и дополнительный механизм сдвига частоты прибора, не связанный с поглощением энергии магнитного поля сканирующего зонда. Пульсация сосуда за счёт энергии сокращения сердца и последующей распространяющейся пульсовой волны представляет собой

частный случай переориентации дипольных структур, приводящей к изменению частоты измерительного автогенератора. Подобный механизм может сопутствовать и мышечному сокращению, когда продольное взаимоперемещение молекул актина и миозина обеспечивается энергией АТФ, а имеющая место пространственная переориентация дипольных структур и/или перенос зарядов, как следствие сокращения мышцы, регистрируются РЧ магнитным зондом за счет модуляции силовых линий поля. Практическое отсутствие частотных ограничений чувствительности РЧ МП зондов, обусловленное отсутствием какой-либо механической колебательной системы и, соответственно, резонансных явлений, позволяет утверждать, что при длительной (5 минут и более) регистрации таких сигналов можно достаточно надежно изучать частотные характеристики медленных процессов, как например, микроциркуляции крови, ликвороциркуляции и т.д.

4. Заключение

Новый тип SFCO-сенсора на базе маломощного стабильного автогенератора с плоской однослойной приёмной катушкой (РЧ «магнитно-полевой» зонд) использован для изучения различных структур и сред, а также неинвазивной регистрации биомедицинских сигналов *in vivo*. Продемонстрированы уникальные возможности этих сенсоров: крайне высокое разрешение, практическое отсутствие частотных ограничений чувствительности, возможность неинвазивной и даже дистантной регистрации сигналов, беспрепятственное прохождение сканирующего РЧ магнитного поля через костные ткани. Показана высокая эффективность использования такого зонда в исследованиях медленных и квазистационарных процессов. Фактически РЧ «магнитно-полевые» SFCO зонды позволяют отслеживать динамику изменений как диэлектрических, так и магнитных и проводящих (экранирующих) свойств изучаемой среды. Беспрепятственное проникновение магнитного поля таких зондов в ткани и среды организма и крайне малый уровень мощности поля обуславливают перспективность применения этого типа SFCO-сенсоров для изучения сигналов сердечно-сосудистой системы.

Авторы выражают благодарность руководству фирмы PSI (Precision Sensors & Instruments, LLC., Армения – www.psi.am) в связи с безвозмездным предоставлением РЧ «магнитно-полевых» зондов, а также блока счёта и обработки информации с соответствующим программным обеспечением для проведения представленных экспериментов.

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, and M. Takeo. Physica C, **363**, 113 (2001).
6. S.G. Gevorgyan, T. Kiss, M. Inoue, A.A. Movsisyan, H.G. Shirinyan, T. Harayama, T. Matsushita, T. Nishizaki, N. Kobayashi, M. Takeo. Physica C, **378**, 531 (2002).
7. 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).
8. S.G. Gevorgyan, V.S. Gevorgyan, H.G. Shirinyan, G.H. Karapetyan, A.G. Sarkisyan. IEEE Transactions on Applied Superconductivity, **17**, 629 (2007).
9. S. Gevorgyan, V. Gevorgyan, G. Karapetyan. Nuclear Instruments & Methods in Physics Research A, **589**, 487 (2008).
10. S.G. Gevorgyan. Earthquake Research & Analysis – Statistical Studies, Observations & Planning, InTech, Rijeka, Croatia, 275 (2012).
11. 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).
12. A.S. Khachunts, S.G. Gevorgyan, I. G. Tadevosyan, E. G. Kostanyan, S. T. Muradyan, V.S. Gevorgyan, N.E. Tadevosyan, S.A. Khachunts, J. Contemp. Phys. (Armenian Ac. Sci.), **52**, 286 (2017).
13. S.G. Gevorgyan, M.G. Azaryan. Proc. of the Fifth International Conference on Semiconductor Micro- & Nano-Electronics, Aghveran, Armenia, 82 (2005).
14. R.M. Rangayyan. Biomedical Signal Analysis. Hoboken, Wiley-IEEE Press, 2015.
15. Hilbert–Huang Transform and Its Applications. N.E. Huang, S.S.P. Shen (Eds.), Singapore, World Scientific Publishing, 2014.
16. M.E. Torres, M.A. Colominas, G. Schlotthauer, P. Flandrin. Proc. IEEE Inter. Conf. on Acoustics, Speech and Signal Processing, Prague, 4144 (2011).
17. Ш.Б. Надь. Диэлектрометрия. Энергия, 1976.
18. Л.П. Семихина. Диэлектрические и магнитные свойства воды в водных растворах и биообъектах в слабых электромагнитных полях. ТюмГУ, 2005.
19. J. Malmivuo, R. Plonsey. Bioelectromagnetism. Oxford university press, 1995.

ՄԻԱՇԵՐՏ ՀԱՐԹ ԿՈՃԵՐՈՎ ԻՆՔՆԱԳԵՆԵՐԱՏՈՐՆԵՐԻ ՀԻՄԱՆ ՎՐԱ
ԳՈՐԾՈՂ ՌԱԴԻՈՀԱՃԱԽԱԿԱՆԱՅԻՆ «ՄԱԳՆԻՍԱ-ԴԱՇՏԱՅԻՆ» ԶՈՆԴԵՐ.
ԲԺՇԿԱ-ԿԵՆՍԱԲԱՆԱԿԱՆ ՀԵՏԱԶՈՏՈՒԹՅՈՒՆՆԵՐԻ ՀԱՄԱՐ
ՆՈՐ ԴԱՍԻ SFCO ՏՎԻԶՆԵՐ

Ա.Ս. ԽԱՉՈՒՆՅ, Ս.Գ. ԳԵՎՈՐԳՅԱՆ, Ն.Է. ԹԱԴԵՎՈՍՅԱՆ,
Ա.Ա. ԹՈՒՄԱՆՅԱՆ, Է.Գ. ԿՈՍՏԱՆՅԱՆ, Ի.Գ. ԹԱԴԵՎՈՍՅԱՆ,
Բ.Կ. ԿՈՒՐԴԻՆՅԱՆ, Ս.Ա. ԽԱՉՈՒՆՅ, Վ.Ս. ԳԵՎՈՐԳՅԱՆ

Քննարկվում է կենսա-բժշկական ազդակների հետազոտման նպատակով նոր դասի SFCO տվիչների՝ ռադիոհաճախականային «մագնիսա-դաշտային» զոնդերի օգտագործման ֆիզիկական հիմքերն ու առավելությունները: Ցույց է տրված դրանց կիրառման հեռանկարայնությունը հյուսվածքների և օրգանիզմի միջավայրի դիէլեկտրիկ բնութագրերի դինամիկ փոփոխությունների հետազոտման հարցում: Բերված են այդ դասի սենսորներով մարդու սիրտ-անոթային համակարգի վիճակի գրանցման տվյալներ:

RADIO-FREQUENCY “MAGNETIC FIELD” PROBE BASED ON A SINGLE
LAYER FLAT COIL OSCILATORS – NEW TYPE OF SFCO-SENSORS
FOR BIO-MEDICAL INVESTIGATIONS

A.S. KHACHUNTS, S.G. GEVORGYAN, N.E. TADEVOSYAN, A.A. TUMANYAN,
E.G. KOSTANYAN, I.G. TADEVOSYAN, B.K. KURGHINYAN,
S.A. KHACHUNTS, V.S. GEVORGYAN

Physical principles and advantages of the usage of a new class of the SFCO sensors (radiofrequency “magnetic-field” probes) for the investigation of biomedical signals are discussed. The prospectivity of their application for the investigation of dynamic changes of dielectric characteristics of tissues and the medium of the body is demonstrated. Data related with a registration of the condition of the human vascular system are presented by use of such sensors.