

Компаратор регистрирует поочередно излучение от эталонов и от диффузного излучателя (ДИ) в каждом из спектральных каналов. Затем вычисляется СПЭЯ рабочего эталона по следующей формуле:

$$L_{\text{ДИ}}(\lambda) = \frac{V_{\text{ДИ}}^{\text{СИГН}} - V_{\text{ДИ}}^{\text{ТЕМН}}}{V_{\text{Э}}^{\text{СИГН}} - V_{\text{Э}}^{\text{ТЕМН}}} \cdot \int L_{\text{Э}}(\lambda) R(\lambda) S(\lambda) d\lambda,$$

где $V_{\text{ДИ}}^{\text{СИГН}}$, $V_{\text{Э}}^{\text{СИГН}}$ – сигнал от ДИ и эталона; $V_{\text{ДИ}}^{\text{ТЕМН}}$, $V_{\text{Э}}^{\text{ТЕМН}}$ – темновой (шумовой) сигнал, регистрируемый при закрытой входной апертуре компаратора при измерении сигналов от ДИ и эталона; $L_{\text{Э}}(\lambda)$ – СПЭЯ эталона; $R(\lambda)$ – пропускание фильтра на длине волны λ ; $S(\lambda)$ – спектральная чувствительность детектора на длине волны λ .

Комплекс предоставляет возможность определять спектральную чувствительность, спектральный диапазон калибруемого средства измерения, коэффициент пропускания материалов, а также проводить калибровки спектральных приборов по СПЭЯ.

Комплекс разработан в рамках задания «Разработать и изготовить комплекс для определения спектрально-поляризационных параметров аппаратуры ДЗЗ в ИК-диапазоне» подпрограммы «Оборудование для перспективных научных исследований» ГНТП «Национальные эталоны и высокотехнологичное исследовательское оборудование».

Литература

1. Сизиков, А. С. Способы повышения эффективности авиационного мониторинга чрезвычайных ситуаций природного и техногенного характера с использованием технических средств дистанционного зондирования Земли / А. С. Сизиков, Ю. В. Беляев, И. М. Цикман // Вестник Белорусско-Российского университета. – 2023. – № 1 (78). – С. 52–62.
2. Комплекс для определения спектрально-поляризационных параметров аппаратуры дистанционного зондирования Земли в ИК-диапазоне / А. С. Сизиков [и др.] // Чрезвычайные ситуации: предупреждение и ликвидация. – 2024. – № 1 (55). – С. 31–39.

УДК 616-78

СНИЖЕНИЕ ПОГРЕШНОСТИ ИЗМЕРЕНИЯ МНОГОКАНАЛЬНЫХ ЭЛЕКТРОИМПЕДАНСНЫХ СПЕКТРОВ БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ

Бразовская Н. Г., Бразовский К. С., Конев А. В.

*Сибирский государственный медицинский университет,
Томск, Российская Федерация*

Аннотация. Электроимпедансная спектроскопия (ЭИС) играет важную роль в исследованиях электрических свойств биологических объектов, позволяя оценивать параметры жизнеспособности тканей и отдельных клеток в реальном времени. Несмотря на относительную простоту технической реализации измерительного тракта, в многоканальных электроимпедансных приборах существует проблема межканального прохождения сигнала, приводящая к повышению погрешности измерений. В работе представлен один из возможных подходов к снижению влияния межканальных помех на основе нейросетевого моделирования измерительного тракта с последующим адаптивным вычислением матрицы коррекции исходных измерений.

Ключевые слова: электроимпедансная спектроскопия, коррекция погрешностей, межканальное прохождение сигнала.

REDUCING THE MEASUREMENT UNCERTAINTY OF ELECTRICAL IMPEDANCE SPECTRUM OBTAINED FROM BIOLOGICAL OBJECTS

Brazovskaya N., Brazovskii K., Konev A.

*Siberian State Medical University
Tomsk, Russian Federation*

Abstract. Electrical impedance spectroscopy (EIS) plays an important role in measuring the electrical properties of biological objects. EIS allows studying liability of tissues and cells in real time. Despite the relative simplicity of the hardware part, multichannel EIS suffers from interchannel interferences that significantly increase the uncertainty of the measurements. The present paper describes a possible approach to reduce this uncertainty based on an adaptive neural network model of the hardware to approximate the correction matrix.

Key words: electrical impedance spectroscopy, error correction, interchannel interferences.

*Адрес для переписки: Бразовский К. С., Московский тракт 2/7, г. Томск 634050, Российская Федерация
e-mail: bks_2005@mail.ru*

Электроимпедансная спектроскопия биологических объектов применяется для исследования параметров жизнеспособности органов, тканей и отдельных клеток, поскольку удельная проводимость и диэлектрическая проницаемость биологических структур непосредственно связаны с их целостностью и функциональным состоянием. В

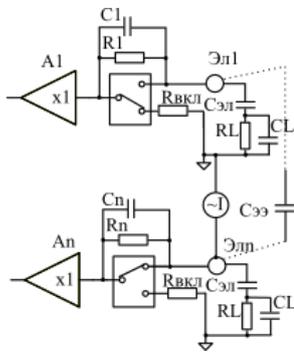
случае многоканальных электроимпедансных измерений появляется возможность реконструировать трехмерное пространственное распределение электрических параметров изучаемых объектов (метод электроимпедансной томографии).

К сожалению, при многоканальных измерениях появляется характерный вид погрешности

измерений, обусловленный межканальным прохождением сигнала. На рисунке 1 представлена упрощенная электрическая схема измерительной системы многоканального прибора для широкополосной электроимпедансной спектроскопии. Причина появления межканальных помех связана с прохождением сигнала через RC -цепи $R1C1$, $RnCn$ и паразитную межэлектродную емкость $C_{\text{ЭЭ}}$.

К сожалению, значения импеданса элементов коммутации варьируются в широких пределах (более 10 %) даже в рамках одной партии электронных компонентов. Ранее были предложены активные схемы коррекции паразитных параметров [1], однако снижение уровня межканальных помех достигается за счет значительного усложнения аппаратной части.

Из формулы (1) следует, что величина межканальных помех зависит от импеданса нагрузки и, как следствие, не может быть учтена и скорректирована как систематическая ошибка.



$A1, An$ – входные буферные каскады;
 $C1, R1$ – проходная емкость и сопротивление ключа канала 1 в выключенном состоянии; Cn, Rn – для канала n ; $R_{\text{вкл}}$ – сопротивление открытого ключа;
 $\text{Эл1}, \text{Элп}$ – биоэлектроды; $C_{\text{ЭЭ}}$ – емкость интерфейса электрод-биообъект; RL, CL – активная и емкостная составляющие импеданса биообъекта; $\sim I$ – источник зондирующего тока

Рисунок 1 – упрощенная электрическая схема входного модуля многоканального измерителя импеданса

Без учета межканального прохождения сигнал на выходе усилителя Ai при подключенном источнике зондирующего тока равен

$$U_i = I \cdot Z_i;$$

$$Z_i = (R_L \parallel \frac{1}{2\pi f C_L}) + \frac{1}{2\pi f C_{\text{ЭЭ}}}, \quad (1)$$

где I – величина зондирующего тока; f – частота; Z_i – эквивалентная величина импеданса, измеряемая в i канале. Влияние межканальной помехи проявляется в виде параллельного соединения эквивалентных импедансов в каналах Z_i и Z_j через паразитную емкость $C_{\text{ЭЭ}}$:

$$Z^* = Z_i \parallel Z_j + \frac{1}{2\pi f C_{\text{ЭЭ}}}.$$

Один из очевидных способов снижения межканальной помехи состоит в уменьшении

паразитной межэлектродной емкости, однако на практике ее значения составляют десятки пикофарад, что вносит значительные погрешности на высоких частотах зондирующего тока.

Предлагаемый нами способ уменьшения перекрестной помехи основан на представлении сигнала на выходе усилителя Ai в виде линейной комбинации полезного сигнала и суммы межканальных помех:

$$U = AIZ;$$

$$u_i = \sum_{j=1}^n a_{ij} I_j z_j, i \neq j, \quad (2)$$

где u_i – выходной сигнал i канал, n – количество каналов, a_{ij} – весовые коэффициенты взаимовлияния каналов i и j , I_j – величина зондирующего тока в канале i .

В простейшем случае постоянных коэффициентов a_{ij} устранить межканальные помехи можно умножением измеренных значений на матрицу, обратную A :

$$U^* = A^{-1}U,$$

однако в реальных условиях большинство параметров эквивалентной электрической схемы известны лишь приближенно. Более того, величина межканальной помехи зависит от измеряемого импеданса биологического объекта и качества контакта электродов. Как следствие, система (2) становится нестационарной, а корректирующая матрица должна вычисляться для каждой новой серии измерений. В том случае, когда межканальные помехи можно рассматривать как некоррелированные сигналы малой амплитуды, задачу снижения погрешности в многоканальных системах для электроимпедансной спектроскопии можно свести к разделению линейной комбинации сигналов на линейно независимые компоненты [2]:

$$\text{cov}(A^{-1}U) = E, \quad (3)$$

где $\text{cov}(A^{-1}U)$ – ковариационная матрица преобразованных измерений, E – единичная матрица.

Ранее подобный подход применялся для разделения сигналов сердца и легких в электроимпедансной томографии. Одна из проблем реализации предлагаемого подхода на практике состоит в том, что прямое применение выражения (3) возможно только в очень ограниченном количестве случаев, когда измерения представлены квадратной и невырожденной матрицей. Однако в подавляющем большинстве случаев матрица измерений переопределена (количество измерений значительно больше количества физических каналов) и плохо обусловлена.

Проведенное нами численное моделирование с использованием синтетических и реально измеренных значений позволило установить, что наилучшие результаты достигаются при аппроксимации корректирующей матрицы адаптивной нейросетевой моделью, структура которой определяется конкретным схемотехническим

решением измерительного тракта, а коэффициенты адаптивно изменяются в процессе обработки измеренных значений.

Например, для измерителя импеданса с последовательной архитектурой, содержащего 16 каналов и работающего в полосе частот от 10 кГц до 1 МГц в режиме широкополосного зондирования [3], нейронная сеть содержит входной и выходной слои из 16 нейронов, а также два скрытых слоя, количество нейронов в которых составляет от 16 до 128. Предварительное обучение нейросети осуществляется на «идеальных» синтетических данных с нулевым значением межканального прохождения. При обработке измеренных значений производится адаптация нейросети для получения ковариационной матрицы, максимально близкой к единичной.

Проведенные численные исследования позволили установить принципиальную возможность

снижения уровня межканальных помех на 8–12 Дб на частотах зондирующего тока до 1 МГц и полном сопротивлении исследуемого биологического объекта до 1 кОм.

Литература

1. A 122 fps, 1 MHz Bandwidth Multi-Frequency Wearable EIT Belt Featuring Novel Active Electrode Architecture for Neonatal Thorax Vital Sign Monitoring / Wu Y. [et al.] // IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems. – 2019. – V. 13, № 5. – P. 927–937.
2. Extraction of cardiac and respiration signals in electrical impedance tomography based on independent component analysis / T. Rahman [et al.] // Journal of Electrical Bioimpedance. – 2013. – Sciendo. – V.4, №. 1. – P. 38–44.
3. Бразовский, К. С. Устройство для измерения электрических параметров биологических тканей при криодеструкции / К. С. Бразовский, Е. С. Королюк // Медицинская техника. – 2020. – № 6 (324). – С. 24–27.

УДК 620.179.14/15

ПРИМЕНЕНИЕ НЕОДИМОВЫХ МАГНИТОВ В УСТАНОВКЕ ДЛЯ МАЛОЦИКЛОВЫХ ИСПЫТАНИЙ СТАЛЬНЫХ ОБРАЗЦОВ ПРИ ИССЛЕДОВАНИИ УСТАЛОСТНОЙ ПРОЧНОСТИ

Бусько В. Н.

*ГНУ «Институт прикладной физики НАН Беларуси»
Минск, Республика Беларусь*

Аннотация. Для повышения эффективности и достоверности механических малоцикловых испытаний, расширения функциональных возможностей испытательной техники в качестве силовых элементов в экспериментальной установке предложено использовать мощные постоянные неодимовые магниты. Система нагружения испытуемого при изгибе консольно закрепленного образца для создания в нем напряжений основана на попеременном притяжении его свободного конца к неодимовым магнитам, обладающим высокой постоянной во времени магнитной энергией, превышающей все другие материалы. Преимуществом способа на основе применения неодимовых магнитов является отсутствие влияния механического воздействия на образец и относительно простая реализация метода. Испытания показали возможность и эффективность данного способа создания напряжений в испытуемом образце и исследования усталостной прочности и деградации.

Ключевые слова: механические испытания и испытательная техника, малоцикловая усталость, постоянные неодимовые магниты.

APPLICATION OF NEODYMIUM MAGNETS IN THE INSTALLATION FOR LOW-CYCLE TESTS OF STEEL SPECIMENS IN FATIGUE STRENGTH RESEARCH

Busko V.

*Institute of Applied Physics of the NAS of Belarus
Minsk, Republic of Belarus*

Abstract. To increase the efficiency and reliability of mechanical low-cycle tests and to expand the functional capabilities of testing equipment, it is proposed to use powerful permanent neodymium magnets as force elements in the experimental setup. The system of loading of a cantilever fixed specimen under test in bending to create stresses in it is based on alternate attraction of its free end to neodymium magnets possessing high time constant magnetic energy exceeding all other materials. The advantage is the absence of mechanical influence on the sample and relatively simple realization of the method. Tests have shown the possibility and efficiency of this method of stress creation in the test specimen and fatigue strength and degradation studies.

Key words: mechanical testing and test engineering, low cycle fatigue, permanent neodymium magnets.

*Адрес для переписки: Бусько В. Н., ул. Академическая, 16, г. Минск 220072, Республика Беларусь
e-mail: busko@iapf.bas-net.by*

Для изучения и оценки усталостной прочности (УП) стальных образцов материалов необходимым условием является проведение предварительных механических испытаний. Как правило, усталостные мало- и многоцикловые испытания

образцов, по-прежнему, проводятся на разных типах классических испытательных машин, стендах-установках и устройствах [1–3]. Принцип их действия основан на использовании кинематической схемы при консольном или чистом изгибе