

Fedotov Aleksandr Aleksandrovich – e-mail: fedoaleks@yandex.ru, 303-11, Kirova avenue, Samara, 443114, Russia; phone: +78469277668; the department of radioengineering and biomedical engineering; engineer; post graduate student.

Lebedeva Ekaterina Petrovna – Samara State Medical University; e-mail: milaorion@mail.ru; 89, Chapaeva street, Samara, 443099; Russia; phone +78462674549: intern.

УДК 621.317.332: 616-073.7

А.В. Киреев

**ОБ УСЛОВИЯХ СЪЁМА ПЕРВИЧНОЙ ИЗМЕРИТЕЛЬНОЙ
ИНФОРМАЦИИ, ИСПОЛЪЗУЕМОЙ ПРИ РЕКОНСТРУКЦИИ
ПРОСТРАНСТВЕННОГО РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ЭЛЕКТРОПРОВОДНОСТИ
БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ**

Сформулированы требования, предъявляемые к точности измерения параметров импеданса на поверхности тела с позиции визуализации пространственного распределения электропроводности внутренних тканей и органов. Выделены основные факторы, ограничивающие точность измерения импеданса и установлена их взаимосвязь с результирующей погрешностью измерений. Получена оценка предельно достижимой точности измерения импеданса корреляционным методом и определены оптимальные параметры измерительной системы, обеспечивающие её достижение. Предложен способ учёта нестационарности импеданса с помощью сглаживающих окон полиномиального скользящего среднего, позволяющий дополнительно повысить точность измерения импеданса.

Томография; импеданс; погрешности; нестационарность; сглаживание.

A.V. Kireev

**ABOUT CONDITIONS OF OBTAINING PRIMARY MEASURING
INFORMATION USED AT RECONSTRUCTION OF SPATIAL DISTRIBUTION
OF AN ELECTRIC IMPEDANCE OF BIOLOGICAL FABRICS**

The requirements shown to accuracy of measurement of parameters of an impedance on a surface of a body from a position of visualization of spatial distribution of an elektroprovodnost of internal fabrics and bodies are formulated. The major factors limiting accuracy of measurement of an impedance are allocated and their interrelation with a resultant error of measurements is established. The mark of extremely achievable accuracy of measurement of an impedance is received by a correlation method and the optimum parameters of measuring system providing its achievement are defined. The way of the accounting of a nestatsionarnost of an impedance by means of smoothing windows of the polinomialny sliding average is offered, allowing in addition to increase accuracy of measurement of an impedance.

Tomography; impedance; errors; nonstationarity; smoothing.

Идея получения пространственного распределения электропроводности биологических тканей по результатам измерения потенциалов на поверхности тела, возбуждаемых внешним источником электрического тока, весьма привлекательна, так как она является основой для создания новых, абсолютно безвредных для организма, диагностических приборов. Сравнительно низкая себестоимость в сочетании с их удобством и оперативностью потенциально делают область применения таких приборов очень широкой. Однако ряд объективных препятствий, связанных с достижением приемлемой информативности измерений, а также отсутствие алгоритмов, дающих удовлетворительные результаты реконструкции распределения

электропроводности при использовании данных, полученных при измерениях на реальном человеческом теле, сильно затрудняют осуществление этой идеи на уровне, представляющем интерес с позиции медицинской диагностики [1].

Информативность картины пространственного распределения электропроводности, так же как и информативность любого томографического изображения определяется двумя показателями – пространственным разрешением и чувствительностью к изменению картируемого параметра. В настоящее время достигнуто пространственное разрешение распределения электропроводности не более 5мм, и это только на незначительной глубине от поверхности. На сравнительно большой (100 мм и более) глубине от поверхности это значение обычно составляет не менее 20 мм. Достигнутая чувствительность к изменению значения электропроводности составляет не более 3 %. Причём, учитывая плохую обусловленность прямой задачи импедансной томографии, с увеличением пространственного разрешения картины распределения электропроводности следует ожидать снижения чувствительности и как следствие – сужения динамического диапазона изображения. По этой причине электроимпедансная томография предъявляет особенно жесткие требования к точности первичной измерительной информации.

Данная статья посвящена анализу факторов, ограничивающих точность измерения электрического импеданса биологических тканей и определению оптимальных условий съёма первичной измерительной информации.

При измерении импеданса обычно рассматривается линейная модель взаимосвязи возбуждающего тока с откликом напряжения

$$U(t) = \int_0^t h(\tau - t) I(\tau) d\tau + e(t), \quad (1)$$

где $I(t)$ – возбуждающий ток, $U(t)$ – отклик напряжения, $e(t)$ – шум, $h(t)$ – импульсная реакция токопроводящего объекта.

В частотной области эта зависимость записывается как

$$U^*(\omega) = G(\omega) \cdot I^*(\omega) + e^*(\omega), \quad (2)$$

где $G(\omega)$ – частотная зависимость импеданса, $U^*(\omega)$ – Фурье (изображение сигнала отклика напряжения); $I^*(\omega)$ – Фурье (изображение сигнала возбуждающего тока напряжения); $e^*(\omega)$ – Фурье (изображение шума).

В рамках такой модели основными факторами, ограничивающими точность измерения импеданса, являются: нестационарность и нелинейность биообъекта; погрешности измерения отклика напряжения и задания тока; частотная нестабильность элементов измерительной системы; внутренний импеданс измерительной системы; наводки, шумы и помехи.

При измерении импеданса на фиксированной частоте наиболее целесообразно применение возбуждающего тока синусоидальной формы

$$I(t) = I_0 \cos(\omega t) + e_I(t), \quad (3)$$

где $e_I(t)$ – абсолютная ошибка задания возбуждающего тока.

Сигнал отклика напряжения на действие такого тока определяется как

$$U(t) = U_0 \cos(\omega t + \varphi_0) + \sum_{i=1}^{\infty} U_i \cos([i+1]\omega t + \varphi_i) + e_u(t), \quad (4)$$

где $e_u(t)$ – абсолютная ошибка измерения отклика напряжения, φ_i – начальные фазы соответствующих гармонических составляющих отклика напряжения.

Второе слагаемое выражения (4) описывает высшие гармоники отклика напряжения, возникающие в нём вследствие нелинейных искажений возбуждающего тока реальным проводящим объектом. Погрешность гармонической линеаризации проводящего объекта при этом определяется как

$$\Delta_{lin} = \frac{\sum_{i=2}^{\infty} U_{i-1} \cos(i\omega t + \varphi_{i-1})}{U_0 \cos(\omega t + \varphi_0) + \sum_{i=2}^{\infty} U_{i-1} \cos(i\omega t + \varphi_{i-1})}. \quad (5)$$

Вследствие нестационарности электропроводящего объекта амплитуда отклика напряжения может изменяться. Наиболее просто такие изменения описываются моделью линейного тренда, имеющей следующий вид

$$U_i = U_{i0}(1 \pm \theta_i \tau), \quad (6)$$

где U_{i0} – начальная амплитуда, θ_i – максимальная относительная скорость изменения импеданса на частоте i -й гармоники, τ – длительность измерения.

Во время проведения измерений частота возбуждающего тока и частота тактового генератора АЦП, используемого для оцифровки сигнала отклика напряжения также могут изменяться. При этом диапазон частот измерительной системы в первом приближении определяется как

$$\omega = \omega_0 \pm \Delta\omega, \quad (7)$$

где ω_0 – средняя частота, $\Delta\omega$ – частотная нестабильность.

Влияние наводок, шумов и помех учитывается путём аддитивного добавления шума $e(t)$ к сигналу отклика напряжения (4). Их можно учесть также при добавлении аддитивного шума к току, но параметры шума напряжения в целом более стабильны, и их значительно проще нормировать.

Учитывая принятые допущения, корреляционная оценка действительной части импеданса определяется как

$$\begin{aligned} \operatorname{Re}[\tilde{G}(\omega)] &= \frac{2}{I_0^2 \tau} \int_0^{\tau} U(t) \cdot I(t) dt \approx \frac{U_0}{I_0} \left[\frac{\sin(\Delta\omega\tau + \varphi)}{\Delta\omega\tau} + \frac{\sin(2\omega\tau + \varphi)}{2\omega\tau} \right] + \\ &+ \frac{U_0}{I_0} \theta\tau + \frac{1}{I_0 \tau} \sum_{i=1}^{\infty} U_i \left[\frac{\sin(i\omega\tau + \varphi_i)}{i\omega} \right] + \frac{e_U(\omega) + e(\omega)}{I_0 \omega\tau} + \frac{U_0}{I_0^2 \omega\tau} e_I(\omega). \end{aligned} \quad (8)$$

Анализ выражения (8) позволяет выделить основные составляющие погрешности измерения импеданса. Относительная погрешность измерений

$$\delta G = \theta\tau + \left(1 - \frac{\sin(\Delta\omega\tau)}{\Delta\omega\tau} \right) + \frac{\sin(2\omega\tau)}{2\omega\tau} + \frac{\delta_I + \delta_U + \delta_{lin}}{\omega\tau} + \frac{\sigma_e}{I_0 \omega\tau}, \quad (9)$$

где δ_I – относительная погрешность задания тока, δ_U – относительная погрешность измерения напряжения, δ_{lin} – относительная погрешность линейризации импеданса, σ_e – среднеквадратическая амплитуда шумов напряжения, приходящаяся на единицу импеданса. Второе слагаемое выражения (9) может быть сведено к нулю выбором продолжительности измерения $\tau = \pi/\omega$, погрешность линейризации таким способом устранить нельзя, так как начальные фазы высших гармоник требуют для компенсации разных τ .

При рабочей частоте $\omega = 50$ кГц и типовой кратковременной нестабильности частоте кварцевого генератора 10^{-10} второе слагаемое (9) имеет порядок 10^{-7} для продолжительности измерений более 100 секунд. Следовательно, погрешность, связанная с нестабильностью частоты очень незначительна.

При $\theta = 0,05$ с⁻¹, вычисленной по типовой реограмме, для обеспечения приемлемой чувствительности время измерения не должно превышать 0,1 с. В противном случае погрешность, связанная с нестационарностью, не позволит регистрировать пульсовые колебания импеданса тела. При использовании измеренных данных для реконструкции пространственного распределения электропроводности это время должно быть, по крайней мере, на 2 порядка меньше, с тем, чтобы обеспечить приемлемый динамический диапазон томографического изображения.

Таким образом, при частоте 50 КГц продолжительность измерений должна составлять около 1 мс, т.е. включать в себя 50 периодов зондирующего тока. В данном случае для оцифровки сигналов будет достаточно использовать 8-битные ЦАП-АЦП, обеспечивающие относительную погрешность измерения импеданса (четвёртое слагаемое в 1) на уровне $2,5 \cdot 10^{-5}$.

Для обеспечения требуемого уровня точности погрешность линейризации должна быть на уровне 0,4 %. Согласно данным [2], при использовании для съёма потенциала отдельных неполяризующихся электродов это требование выполняется при амплитудах отклика напряжения не более 30 мВ.

При базовом импедансе тела 100 Ом амплитуда зондирующего тока должна составлять не более 300 мкА, а среднеквадратическая амплитуда шумов не должна превышать 150 мкВ. В этом случае результирующая относительная погрешность измерения импеданса будет на уровне 0,01 %.

Таким образом, в результате проведённого анализа основных составляющих погрешности измерения импеданса установлено, что основным фактором, ограничивающим точность измерения импеданса является нестационарность биообъекта. Сокращение продолжительности измерений позволяет снизить обусловленную ей погрешность измерения импеданса до 0,01 %, при условии обеспечения очень эффективного шумоподавления. Дальнейшего повышения точности измерений можно достичь повышая частоту зондирующего тока. Так на частоте 1 МГц, при длительности измерений 0,2 мс, разрядности ЦАП-АЦП 12 бит и амплитуде зондирующего тока 20–30 мкА, относительная погрешность измерения импеданса снизится до уровня 0,002 %, при максимально допустимом уровне посторонних шумов напряжения на входе измерительной системы не более 500 мкВ.

Дальнейшее увеличение частоты зондирующего тока приводит к дополнительным сложностям, связанным с усилением излучения и как следствие – к снижению точности задания возбуждающего тока, а так же с усилением влияния конфигурации измерительных цепей на результаты измерений. По этой причине измерения биоимпеданса на частотах более 1 МГц обычно не проводят [3].

Очевидно, что дальнейшего повышения точности измерения импеданса возможно только при явном учёте нестационарности. Проще всего это достигается посредством оконного сглаживания спектра. Корреляционная оценка импеданса в этом случае определяется как

$$G(\omega) = \frac{Q}{I_0} \int_0^{\tau} \int_0^T W(t - \xi) \cdot U(t) [\cos(\omega t) + j \sin(\omega t)] dt dT, \quad (10)$$

где $W(t)$ – оконная функция, T – ширина окна, Q – нормирующий коэффициент.

В качестве оконной функции наиболее целесообразно использовать полиномиальные скользящие средние, которые строятся из условия наилучшей аппроксимации локального участка тренда полиномом заданной степени.

Весовые коэффициенты этого окна определяются первой строкой матрицы

$$W = (\mathbf{I}^{-1} \cdot \mathbf{J}), \quad (11)$$

где $\mathbf{I}(u, v) = \sum_{i=-k}^k t^{u+v-2}$, $\mathbf{J}(u, v) = (v - k + 1)^{u-1}$, u – номер строки, v – номер столбца

(число строк/ столбцов квадратной матрицы здесь равно ширине сглаживающего окна), k – степень сглаживающего полинома.

На рис. 1 представлены результаты сглаживания ступенчатого тренда (наихудший вариант, при котором в случае обычного усреднения, на некоторых участках погрешность может достигать 100 % от величины скачка) полиномиальными скользящими средними разной степени.

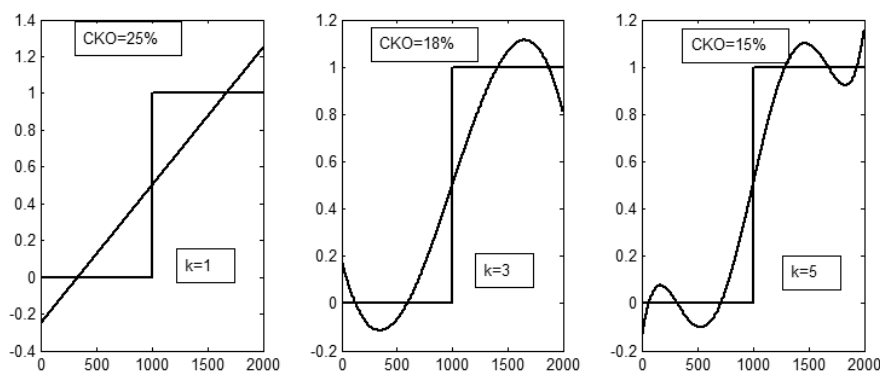


Рис. 1. Результаты сглаживания ступенчатого тренда полиномиальными скользящими средними разной степени

Из рис. 1 следует, что даже в случае использования модели линейного тренда ($k = 1$) ошибка, связанная с нестационарностью уменьшается в 4 раза. С увеличением степени сглаживающего полинома погрешность, связанная с нестационарностью уменьшается всё сильнее. Так при $k = 15$ она составляет менее 10 %.

При использовании сглаживающих окон, однако, необходимо учитывать некоторые особенности. При вычислении ошибки, связанной с нестационарностью проводящего объекта здесь не применима формула (9), постулирующая линейный тренд, полностью устраняемый при $k=1$. С увеличением порядка полинома шумоподавление при корреляционной оценке по (10) несколько уменьшается, по сравнению с оценками без применения сглаживающего окна. Для учёта этой особенности, вместо длительности измерения τ в формуле (9) следует использовать эффективную ширину сглаживающего окна, которая уменьшается с увеличением порядка полинома. Кроме того, для полиномов большой степени и большой ширине сглаживающего окна матрица \mathbf{I} , используемая для вычисления весовых коэффициентов, становится плохо обусловленной, что приводит к большим ошибкам в оценках весовых коэффициентов и падению эффективности сглаживающего окна. Кроме того, необходимо учитывать, что полиномиальное сглаживающее окно не является казуальной системой, так как использует в своей работе будущие отсчёты сигнала. Это приводит к неизбежной задержке измерения параметров импеданса относительно реального времени, увеличивающейся с расширением окна.

Указанные особенности ограничивают порядок как сглаживающего полинома, так и ширину сглаживающего окна, и как следствие затрудняют адекватный учёт нестационарностей сложной формы. Тем не менее по ориентировочным оценкам применение сглаживающих окон позволяет снизить погрешность измерения импеданса, связанную с его нестационарностью ниже 0,001 %. В этих условиях на первый план выступают погрешности, связанные с нелинейностью импеданса и снижение их негативного влияния становится основной задачей.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Бамбер Дж., Тристам М., Лич М., Джонс К., Уэбб С, Хилл К., Бентли Р. Физика визуализации изображений в медицине: В 2-х томах. Т. 2: Пер. с англ. / Под ред. С. Уэбба. – М.: Мир, 1991.
2. Киреев А.В. О нелинейной природе импеданса биологических тканей // Известия ЮФУ. Технические науки. – 2010. – № 8 (109). – С. 115.
3. Мартиросов Э.Г., Николаев Д.В., Руднев С.Г. Технологии и методы определения состава тела человека. – М.: Наука, 2006. – С. 68.

Статью рекомендовал к опубликованию д.м.н., профессор А.И. Сафронов.

Киреев Андрей Владимирович – ГОУ ВПО «Пензенская государственная технологическая академия»; e-mail: kireewska@mail.ru; 440039, г. Пенза, пр. Байдукова, ул. Гагарина, 1а/11; тел.: 88412496155; кафедра информационных технологий и менеджмента в медицинских и биотехнических системах; к.т.н.; доцент.

Kireev Andrey Vladimirovich – State Educational Institution of the Higher Vocational Training "Penza State Technological Academy"; e-mail: kireewska@mail.ru; 1a/11, Jour. Baydukova/Gagarina, Penza, 440039, Russia; phone: +78412496155; the department of information technology and management in medical and biotechnical systems; cand. of eng. sc.; associate professor.

УДК 51-76: 612.88

А.В. Киреев, Р.Ф. Акжигитов

МОДЕЛИРОВАНИЕ ОСНОВНЫХ ЗАКОНОМЕРНОСТЕЙ ФОРМИРОВАНИЯ СТАБИЛОГРАФИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ В РАМКАХ КОНЦЕПЦИИ ПЕРЕВЁРНУТОГО МАЯТНИКА

Описана модель формирования стабیلοграфического сигнала основанная на представлении системы равновесия в виде композиции линейной динамической и нелинейной статической подсистем. В процессе поддержания равновесия первая из них выполняет функцию грубого управления и описывает плавные перемещения проекции центра масс большой величины. Вторая подсистема выполняет функцию тонкого управления и описывает малые хаотические отклонения проекции центра масс от точки покоя. В рамках разработанной модели выполнен анализ устойчивости системы равновесия по Ляпунову, определены границы устойчивости для свободных параметров модели, намечены пути их интерпретации и предложен обобщенный показатель запаса устойчивости системы равновесия.

Стабیلοграмма; тренд; линеаризация; устойчивость; авторегрессия.

A.V. Kireev, R.F. Akzhigitov

SIMULATION OF THE MAIN REGULARITIES OF FORMATION STABILOGRAM WITHIN THE CONCEPT OF THE OVERTURNED PENDULUM

The model of formation of a stabilogram based on representation of system of stability in the form of composition of the linear dynamic and non-linear static subsystems is described. In the course of stability maintenance the first of them executes function of rough control and describes the smooth relocation of a projection of center of masses of big value. The second subsystem executes function of thin control and describes small chaotic deviations of a projection of center of masses from a rest point. Within the developed model it is analysed stability of system of equilibrium according to Lyapunov, stability boundaries for the free model parameters are defined, ways of their interpretation are scheduled and the generalized index of an inventory of stability of system of equilibrium is offered.

Stabilogram; trend; linearization; stability; autoregression.

Стабилометрия является одним из наиболее молодых методов функциональной диагностики, активно используемым не более 20 последних лет. Благодаря достаточно высокой чувствительности параметров этого метода к состоянию большого числа функциональных систем организма, при абсолютной безвредности для организма и простоте использования, в последнее время стабилометрия привлекает к себе всё больше внимания со стороны различных исследователей.