

ЭЛЕКТРИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ КОНДУКТОМЕТРИЧЕСКОГО ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ БИОСЕНСОРА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ОБЪЕМНОГО ИМПЕДАНСА

А.А.Михаль, канд.техн.наук, И.Н.Гребеньков

Институт электродинамики НАН Украины,
пр. Победы, 56, Киев-57, 03680, Украина.

E-mail: illia.g@vvyria-tech.com

Представлена модель двухэлектродного контактного кондуктометрического преобразователя (КП) биосенсора в виде эквивалентной схемы, учитывающей токи проводимости и токи смещения буферного раствора. Проведен анализ влияния фазового сдвига в объемном импедансе на частотные свойства КП биосенсора. Модель позволяет усовершенствовать существующие способы уменьшения влияния квадратурной составляющей импеданса КП и проводить оценку влияния приэлектродных процессов как основного дестабилизирующего фактора независимо от информативного параметра КП. Библ. 10, рис. 5.

Ключевые слова: кондуктометрический преобразователь, схема замещения, приэлектродный процесс.

Введение. Одно из наиболее динамично развивающихся направлений измерительной техники в последние несколько десятилетий связано с разработкой и исследованием биосенсоров. Заметное место из всего их многообразия занимают кондуктометрические биосенсоры (КБС). Интерес к ним обусловлен, с одной стороны, малыми затратами времени на измерения, минимальным объемом исследуемой пробы, простотой изготовления сенсора и его эксплуатации, простотой преобразований сигналов и обработки измерительной информации; с другой стороны – возможностью достижения высокой чувствительности и избирательности. Основным назначением КБС является определение количественной характеристики физической величины – концентрации (C_A) сложных биологических веществ, токсинов или тяжелых металлов в буферном растворе. КБС как первичный измерительный преобразователь содержит два типа преобразователей: биохимический (БП) и кондуктометрический (КП). Полная цепочка преобразований измерительного прибора с использованием КБС показана на рис. 1, где C_A – концентрация исследуемого вещества (аналита); БП – биохимический преобразователь (мембрана); σ – электролитическая проводимость раствора; КП – кондуктометрический преобразователь; Z – импеданс между электродами датчиков; ИЦ – измерительная цепь; U – выходное напряжение дифференциальной измерительной цепи; АЦП – аналогово-цифровой преобразователь; N_C – числовое значение концентрации C_A (выходной код АЦП).

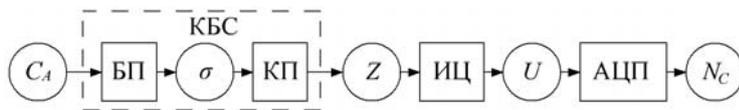


Рис. 1

Измерительные преобразования в приборах на основе КБС следует отнести к дифференциальным. Соответственно их КП содержит два преобразователя. Конструктивно чувствительные элементы КП представляют собой две идентичных по геометрии системы электродов, топология которых, как правило, представляет собой встречные гребенки [7–10]. На каждую систему электродов наносят тонкий слой (мембрану) из биологического вещества. Одна из мембран, например, фермент выполняет селективную функцию по отношению к исследуемому веществу. Таким образом, электрическая модель КБС представляет собой пассивный дифференциальный датчик, состоящий из двух двухполюсников, каждый из которых представлен своим импедансом. Обозначим символами Z_S и Z_R соответственно импедансы селективного и референтного датчика.

Как первичный измерительный преобразователь КБС должен иметь стабильный, нормированный коэффициент преобразования. Из-за наличия гальванического контакта между проводниками первого и второго рода параметры импедансов Z_S и Z_R зависят от многих факторов: типа металла, геометрии электродной системы, толщины мембраны, температуры, размеров и подвижности ионов буферного раствора, амплитуды и частоты питающего тока, степени загрязнения поверхности электродов и др. Множественность влияющих факторов и их случайный характер приводят к существенному неравенству импедансов селективного и референтного КП. В результате нарушается эффективность дифференциального метода, что проявляется в температурном и временном дрейфе, снижении и даже потере чувствительности [9]. Для построения КБС, инвариантных к основным дестабилизирующим факторам, необходимо иметь возможность исследовать влияние каждого фактора отдельно.

В частном случае для отдельных конструкций КБС в узком диапазоне частот экспериментально установлено, что электрическая модель КП Z_S и Z_R может быть представлена последовательной емкостной двухэлементной схемой замещения. Очевидно, вид схемы замещения (последовательная или параллельная) является необходимой информацией для построения преобразователей импеданса в напряжение и цифровой код (рис. 1).

Цель настоящей работы заключается в создании такой электрической модели КП, которая позволила бы исследовать отдельно информативные и основные неинформативные процессы, происходящие в КБС, а также провести теоретический анализ предложенной модели для установления вида эквивалентной двухэлементной схемы замещения (последовательной или параллельной).

Электрическая модель КБС. Чтобы исключить гидролиз и минимизировать влияние диффузии и электрохимического потенциала, измерение проводимости КБС проводят на переменном токе, как правило, в диапазоне частот 10–100 кГц [7]. Поэтому электрическая модель должна учитывать векторный характер физических величин. Кроме того, она должна учитывать специфику контактных кондуктометрических измерений. Кондуктометрия как направление электрохимии занимается изучением свойств растворов электролитов в электрическом поле. Общая теория, описывающая поведение растворов при наличии гальванического контакта с электродом, в настоящий момент отсутствует. Представим поведение раствора в этом случае в виде суперпозиции двух процессов. Первый процесс содержит информацию о концентрации носителей тока. Он обусловлен взаимодействием электрического поля системы электродов с однородной или кусочно-однородной средой. Основой для теоретического анализа в общем виде являются уравнения Максвелла. При моделировании с использованием теории электрических цепей свойства процесса представим объемным импедансом – Z_B . Второй процесс связан с прохождением тока через межфазную границу металлический электрод – электролит. Физические явления в этом случае описываются уравнениями термодинамики. В теории цепей свойства этого процесса представлены электродным электрохимическим импедансом – Z_E . Для кондуктометрии этот процесс не является информативным. Опираясь на принцип суперпозиции двух независимых процессов, электрическую модель КП биосенсора мы представляем в виде двух пассивных двухполюсников, каждый из которых состоит из двух последовательно включенных комплексных сопротивлений: объемного Z_B и электрохимического Z_E импеданса. Отсюда следует, что выражения для импедансов селективного и референтного КП, обозначенные как Z_S и Z_R соответственно, будут иметь вид

$$Z_S = Z_{S,E} + Z_{S,B}, \quad Z_R = Z_{R,E} + Z_{R,B}. \quad (1)$$

С целью упрощения в дальнейшем рассмотрим половину КБС. Выделим один импеданс из пары, например, Z_S и рассмотрим вид и характер реактивности схемы замещения каждой составляющей. В виду симметричности формул (1) выводы для референтного КП будут аналогичными. Соответствующий индекс (S) далее в тексте в большинстве случаев будет опущен.

Приэлектродный импеданс. Природа явлений, возникающих на границе электрод/электролит, довольно сложна. Общая теория этих процессов до сих пор не разработана. Классическая электрохимия выделяет в этом процессе несколько составляющих: двойной электрический слой, диффузия, адсорбция и электрохимическая реакция, обусловленная протеканием тока. Только по двойному электрическому слою существуют модели Гельмгольца, Гуи-Чапмена, Штерна и Грэма [6]. Поэтому в электрохимии существует большое количество схем замещения, описывающих явления на границе электрод/раствор [1, 5, 7]. В общем случае схема должна включать в себя емкость двойного слоя C_D , импеданс Варбурга Z_W , поляризационное сопротивление R_p , сопротивление R_A или емкость C_A , отражающие адсорбционные процессы, емкость C_O , отражающую явления пассивации или окисления. Поэтому эквивалентная схема электрохимического импеданса представляет собой многоэлементный двухполюсник. Установить конкретный вид двухполюсника и провести оценку аргументов функции $Z_E = f(C_{DL}, Z_W, R_p, R_A, C_A, C_O)$ можно только экспериментальными методами после длительных исследований. Из-за сложности явлений теоретически оценить параметры электрохимического импеданса не представляется возможным. Однако это можно сделать для объемного импеданса в модели, представленной уравнениями (1).

Объемный импеданс. Основной электрической характеристикой электролита является удельная электрическая проводимость σ , также именуемая в кондуктометрии электролитической проводимостью. По этому параметру электролиты занимают промежуточное положение между проводниками и диэлектриками. В звуковой области частот буферный раствор является однородной средой, параметры которой (удельная проводимость σ и диэлектрическая проницаемость ϵ_r) являются веществ-

венными числами. Тогда при гармоническом воздействии электролитическую проводимость раствора необходимо представлять комплексной величиной. Следует это из уравнения Максвелла или закона полного тока [2]

$$\operatorname{rot} \dot{\vec{H}} = \dot{\vec{J}}_{total} = \dot{\vec{J}}_{cond} + \dot{\vec{J}}_{bias} = \sigma \dot{\vec{E}} + \partial \dot{\vec{D}} / \partial t. \quad (2)$$

При гармоническом воздействии

$$\dot{\vec{D}} = \varepsilon_r \varepsilon_0 \dot{\vec{E}} = \varepsilon_r \varepsilon_0 \vec{E}_m e^{j\omega t}. \quad (3)$$

Из уравнений (2) и (3) следует

$$\dot{\vec{J}}_{total} = (\sigma + j\omega \varepsilon_r \varepsilon_0) \dot{\vec{E}} = \dot{\vec{\sigma}} \dot{\vec{E}}. \quad (4)$$

Переход от дифференциальных характеристик поля к интегральным характеристикам электрических цепей для заданной геометрии электродов является полевой задачей вида

$$Y_B = 1/Z_B = I_S / U_S, \quad (5)$$

где U_S и I_S – соответственно напряжение и ток, действующие на выводах селективного КП, которые определяются согласно выражениям

$$U_S = -\int \operatorname{grad} \dot{v} dl, \quad I_S = \int_S (\dot{\vec{J}}_{cond} + \dot{\vec{J}}_{bias}) ds = (\sigma + j\omega \varepsilon_0 \varepsilon_r) \int_S \dot{\vec{E}} ds. \quad (6, 7)$$

Принимая во внимание суммирование токов проводимости и смещения в уравнении полного тока (2), двухэлементную схему замещения объемного адмитанса мы должны представить как параллельную емкость. Тогда с учетом выражений (4)–(7) адмитанс Y_B будет иметь вид

$$Y_B = G_B + j\omega C_B = (\sigma + j\omega \varepsilon_r \varepsilon_0) A, \quad (8)$$

где G_B и C_B – соответственно активная проводимость и емкость КП биосенсора (рис. 1), а A – коэффициент его преобразования. Коэффициент A будет одинаков при расчете как проводимости, так и емкости. Его можно вычислить либо решением уравнений (5)–(8) численными методами, либо (с учетом квазистатического характера поля [3] в растворах электролитов) с помощью уравнений, предложенных в [8, 10]. Уравнение (8) можно записать, используя относительный параметр – тангенс фазового угла ($\operatorname{tg} \varphi$)

$$Y_B = G_B (1 + j \operatorname{tg} \varphi) = \sigma A (1 + j \operatorname{tg} \varphi), \quad (8a)$$

где

$$\operatorname{tg} \varphi = \omega C_B / G_B = \omega \varepsilon_0 \varepsilon_r / \sigma. \quad (8б)$$

Уравнение (8б) полезно тем, что для оценки фазового сдвига, обусловленного токами смещения в жидкости, нет необходимости рассчитывать параметры электрических цепей C_B и G_B по формулам (5)–(8). Достаточно использовать относительный параметр $\operatorname{tg} \varphi$, для вычисления которого необходимо знать только частоту ω и параметры среды σ и ε_r .

Совмещая модели электродного и объемного импеданса в соответствии с выражением (1), по-

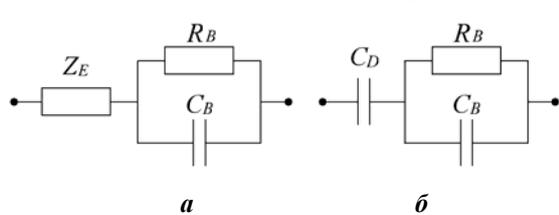


Рис. 2

лучим общую схему замещения (рис. 2, а) каждого из импедансов биосенсора Z_S и Z_R .

Таким образом, предложенная схема на рис. 2, а является электрической моделью двухэлектродного КП универсального назначения, позволяющая исследовать его частотные свойства в некотором, достаточно широком диапазоне частот и электрических проводимостей. Для КБС она дает возможность решить следующие задачи.

1. Оценить порядок величин импедансов селективного и референтного КП биосенсора. Для этого, зная параметры геометрии электродов, вычисляют коэффициент преобразования A . При заданных параметрах буферного раствора σ , ε_r по формулам (5)–(7) вычисляют расчетное значение объемного импеданса без учета приэлектродных процессов. Для селективного КП это будет $Z_S = Z_{S,Cal}$.

2. Определить величину электродного импеданса и использовать ее как поправку для снижения погрешности измерения. Для этого биосенсор нужно поместить в стандартный раствор с известными параметрами σ , ε_r и измерить, например, импеданс селективного КП $Z_S = Z_{meas}$, тогда в соответствии с уравнением (1) величина поправки, например, для селективного датчика будет равна $\Delta Z_{S,E} = Z_{meas} - Z_{S,Cal}$, где $Z_{S,Cal}$ – расчетное значение объемного импеданса, вычисленное в п.1.

Основными отличительными свойствами предложенной модели по отношению к известным моделям [1, 5, 7] являются возможность определить параметры объемного импеданса теоретически, а параметры электродного импеданса – экспериментально; исследовать независимо информативные и неинформативные процессы; избежать наложения частотных характеристик.

Анализ модели. В соответствии с уравнениями (1) частотные свойства импеданса КП определяются двумя импедансами: электродным и объемным. Исследование электродного импеданса в общем виде является сложной задачей, которую решить в рамках одной статьи практически невозможно. Связано это с большим количеством влияющих факторов, указанных ранее во введении. Очевидно, каждая составляющая имеет определенную частотную зависимость. Чтобы избежать наложения частотных свойств и формулирования однозначных выводов, целесообразно рассматривать отдельно электродный и объемный импеданс. С этой же целью проведем анализ частотных свойств импеданса КП в предположении, что электрохимический импеданс можно представить только одним наиболее существенным параметром – емкостью двойного слоя C_D , как это показано на рис. 2, б. Основанием для такого упрощения являются:

- специфика измерений при помощи КБС, которая состоит в том, что в измерительной цепи стремятся создать такие режимы (переменное напряжение с амплитудой порядка 10 мВ) и выбрать такой материал мембраны, при которых явлениями адсорбции и масс-переноса (поляризационное сопротивление R_p) можно пренебречь [1, 5];

- область частот, для которой мы создаем свою модель, соответствует условию $f > 10$ кГц. В этом случае импедансом Варбурга можно также пренебречь [7].

Таким образом, импеданс КП биосенсора для цепи на рис. 2, б будет определяться следующим выражением:

$$Z = 1/j\omega C_D + (R_B^{-1} + j\omega C_B)^{-1}. \quad (9)$$

Введем два относительных параметра:

$$\tau_B = R_B C_B - \text{постоянная времени параллельной схемы}; \quad (9a)$$

$$\tau_D = R_B C_D - \text{постоянная времени последовательной схемы}. \quad (9b)$$

Несложно показать далее, что

$$Z = \frac{R_B}{1 + \omega^2 \tau_B^2} \left\{ 1 - j \left[\frac{1}{\omega \tau_D} (1 + \omega^2 \tau_B^2) + \omega^2 \tau_B^2 \right] \right\}. \quad (10)$$

Если импеданс КП биосенсора представить двухэлементной последовательной схемой замещения, то

$$Z = R_S + 1/j\omega C_S = R_S (1 + j\omega \tau_S). \quad (11)$$

Очевидна связь между этими параметрами и параметрами модели на рис. 2, б

$$R_S = \frac{R_B}{1 + \omega^2 \tau_B^2}, \quad C_S = \frac{-1}{\omega R_S \operatorname{tg} \varphi_S}. \quad (12)$$

Тангенс фазового угла импеданса электрической модели КП, исходя из (10), составит

$$\operatorname{tg} \varphi_S = \frac{-1}{\omega \tau_D} \cdot (1 + \omega^2 \tau_B^2) - \omega \tau_B = \frac{-1}{\omega \tau_D} - \omega \tau_B \left(1 + \frac{\tau_B}{\tau_D} \right). \quad (13)$$

В связи с тем, что постоянные времени τ_D и τ_B отличаются на несколько порядков [7], выражение (13) можно упростить

$$\operatorname{tg} \varphi_S \approx - \left(\frac{1}{\omega \tau_D} + \omega \tau_B \right). \quad (14)$$

Выражение для $\operatorname{tg} \varphi_S$ состоит из двух составляющих, одна из которых монотонно убывает с ростом частоты и соответствует участку схемы, которая отвечает за последовательный характер схемы замещения (9б), а другая монотонно возрастает и отвечает за параллельный характер схемы замещения (9а). Очевидно, что функция (14) имеет точку экстремума. Физический смысл экстремума функции $\operatorname{tg} \varphi_S$ заключается в изменении эквивалентной схемы замещения с последовательной на параллельную. Знак производной частотной зависимости функции (14) является критерием, по которому может быть принято решение о виде двухэлементной схемы замещения: последовательная или параллельная. Собственная частота электрической модели, на которой возможен переход с одной схемы на другую, будет определяться следующим выражением:

$$f_0 = \omega_0 (2\pi)^{-1} = \left(2\pi \sqrt{\tau_B \tau_D} \right)^{-1}. \quad (15)$$

Исходя из (8), величина τ_B может быть рассчитана по формуле

$$\tau_B = \varepsilon \varepsilon_0 \sigma^{-1}. \quad (16)$$

Поскольку величина τ_B расчетная, а отношение τ_D/τ_B , равное отношению C_D/C_B , как известно

из практики, может составлять величину в 3–4 десятичных порядка, выразим функцию частоты экстремума в виде зависимости от этого отношения и построим семейство графиков (рис. 3) для растворов с $\varepsilon=81$ и $\sigma=60$ мСм/м (кривая 1), 75 мСм/м (кривая 2) и 90 мСм/м (кривая 3). Такие значения параметров растворов наиболее часто используются в качестве буферных в КБС системах.

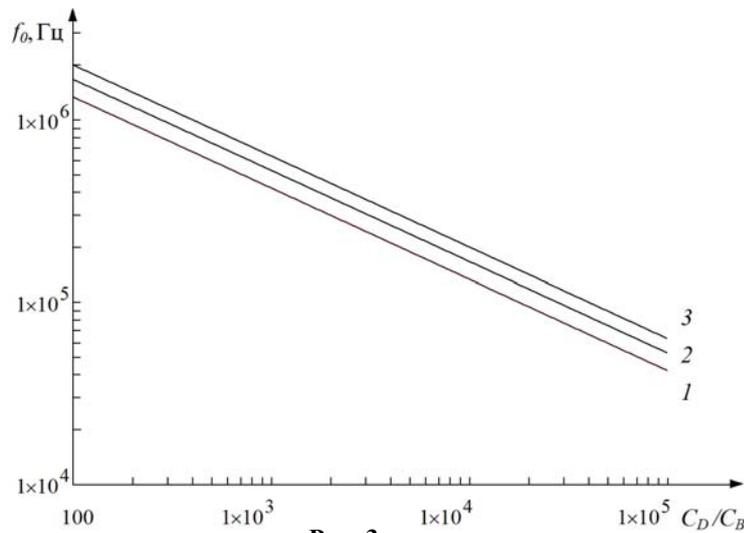


Рис. 3

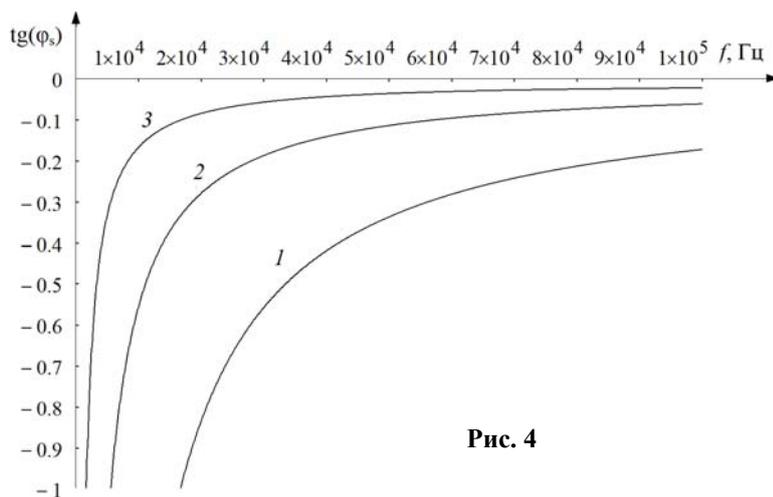


Рис. 4

данса при варьировании параметра $C_D/C_B=1 \times 10^3$ (кривая 1), 3×10^3 (кривая 2) и 1×10^4 (кривая 3) показано на рис. 4.

Из рис. 4 следует, что на частотах до 100 кГц при варьировании отношения C_D/C_B от 10^3 до 10^4 экстремум отсутствует. Следовательно, изменение вида схемы замещения отсутствует. Импеданс КП лучше описывается последовательной схемой замещения. Наиболее подходящей измерительной цепью для такого КП является измерительный преобразователь, реализующий функцию вычитания импеданса $W=Z_S - Z_R$. При одинаковой геометрии электродов селективного и референтного датчиков, а также близком их расположении $Z_{S,E}$ и $Z_{R,E}$ будут практически равны. Это равенство сведет функцию преобразования к виду $W=Z_{S,B} - Z_{R,B}$. Для такой функции преобразования достаточно легко получить

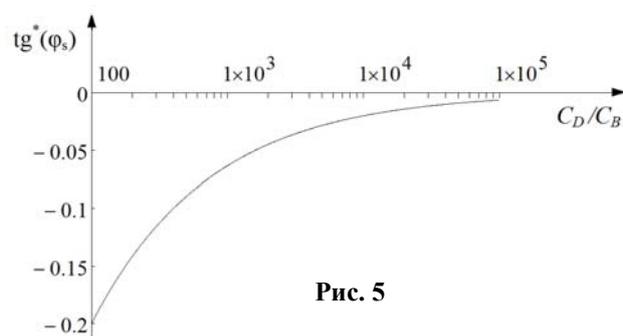


Рис. 5

Измерение параметров КБС, как правило, осуществляется на частотах, лежащих в диапазоне 10–100 кГц [7, 9]. Это оптимальный частотный диапазон, поскольку в нем существенно ослабляется влияние импеданса Варбурга и возможно построение преобразователей ИЦ, АЦП (рис. 1) с малым потреблением и на основе простых технических решений. В соответствии с уравнением (14) импеданс КП будет описываться последовательной схемой замещения при условии, что рабочая частота f будет меньше собственной f_0 . Рис. 3 можно использовать для формирования требований, связанных с выбором диапазона рабочих частот измерительной цепи или параметров датчиков C_D, C_B, R_B .

Чтобы удостовериться в том, что двухэлементная схема замещения цепи на рис. 2, б на частотах до 100 кГц ближе к последовательной, нежели к параллельной, изобразим кривые частотной зависимости $\text{tg} \varphi_s$, задавшись параметрами стандартного буферного раствора $\varepsilon = 81$ и $\sigma = 75$ мСм/м. В соответствии с методикой, изложенной в [8, 10], получены следующие значения параметров: $R_B \approx 1$ кОм и $C_B \approx 10$ пФ. Семейство кривых частотной зависимости тангенса фазового угла импеданса эквивалентной схемы КП для заданных параметров объемного импеданса при варьировании параметра $C_D/C_B=1 \times 10^3$ (кривая 1), 3×10^3 (кривая 2) и 1×10^4 (кривая 3) показано на рис. 4. Из рис. 4 следует, что на частотах до 100 кГц при варьировании отношения C_D/C_B от 10^3 до 10^4 экстремум отсутствует. Следовательно, изменение вида схемы замещения отсутствует. Импеданс КП лучше описывается последовательной схемой замещения. Наиболее подходящей измерительной цепью для такого КП является измерительный преобразователь, реализующий функцию вычитания импеданса $W=Z_S - Z_R$. При одинаковой геометрии электродов селективного и референтного датчиков, а также близком их расположении $Z_{S,E}$ и $Z_{R,E}$ будут практически равны. Это равенство сведет функцию преобразования к виду $W=Z_{S,B} - Z_{R,B}$. Для такой функции преобразования достаточно легко получить прямой отсчет по информативному параметру, т.е. по приращению проводимости R_B . Более детально этот метод изложен в [4].

Чтобы узнать, насколько отличается $\text{tg}^*(\varphi_s)$ на частоте экстремума от $\text{tg} \varphi_s$ на предельной частоте, на которой проводились измерения, а именно 100 кГц, подставим (15) в (14), получим функцию зависимости $\text{tg}^*(\varphi_s)$ на частоте экстремума от отношения C_D/C_B и построим график (рис. 5).

$$\operatorname{tg}^*(\varphi_S) = -2\sqrt{\tau_B/\tau_D} = -2\sqrt{C_B/C_D} \quad (17)$$

Из рис. 5 видно, что при соотношениях C_D/C_B более 10^4 величина $\operatorname{tg}\varphi_S$ становится настолько малой, что даже при изменении характера схемы замещения с последовательной на параллельную квадратурной составляющей импеданса КП можно пренебречь.

Таким образом, для исключения ситуации, когда к объекту исследования более применима параллельная схема замещения, чем последовательная, а также для более эффективной компенсации квадратурной составляющей выходного напряжения ИЦ, нужно либо увеличивать соотношение C_D/C_B , изменяя материал электрода, либо увеличивать рабочую частоту, либо включать в ИЦ аналоговый функциональный преобразователь в виде вычитателя импедансов.

Выводы. Предложена электрическая модель КП, состоящая из двух импедансов – объемного и электрохимического. Параметры объемного импеданса могут быть определены теоретическими методами, в то время как параметры электрохимического импеданса могут быть определены экспериментальными методами независимо от объемного импеданса. Эти исследования важны именно для КБС, т.к. в силу малого расстояния между электродами модули электрохимического и объемного импедансов являются величинами одного порядка.

Получено аналитическое выражение для рабочей частоты, на которой двухэлементная схема замещения КП изменяет свой вид с последовательной схемы замещения на параллельную. Для буферных растворов, которые применяются в биосенсорике, изменение вида схемы замещения происходит в диапазоне рабочих частот (10–100 кГц) при отношении емкости двойного слоя к объемной емкости $C_D/C_B > 10^4$. Недооценка фазовых сдвигов в объемном импедансе для сильно разбавленных буферных растворов может ухудшить эффективность компенсации реактивной составляющей импеданса КП, понизить временную и температурную стабильность коэффициента преобразования.

Изменение вида эквивалентной схемы замещения (последовательная/параллельная) происходит при малых значениях тангенса фазового угла. Поэтому для буферных растворов, используемых в биосенсорных измерениях на частотах до 100 кГц, фазовым сдвигом, обусловленным током смещения, можно пренебречь.

1. *Андреев В.С.* Кондуктометрические методы и приборы в биологии и медицине. – М.: Медицина, 1973. – 335 с.
2. *Васецкий Ю.М.* Электродинаміка. Основні поняття, потенціалні та квазістаціонарні поля. – К.: Вид-во Нац. авіац. ун-ту, НАУ-друк, 2009. – 160 с.
3. *Глухенький А.И., Михаль А.А.* Расчетная оценка составляющих импеданса цилиндрического проводника при их измерении на переменном токе // *Технічна електродинаміка*. – 2010. – №1. – С. 15–22.
4. *Гребеньков И.Н., Михаль А.А.* Метод вычитания импедансов для компенсации неинформативных параметров кондуктометрических биосенсорных преобразователей // *Технічна електродинаміка*. Тематичний випуск "Проблеми сучасної електротехніки". – 2008. – Ч. 5. – С. 117–120.
5. *Гриликес М.С., Филановский Б.К.* Контактная кондуктометрия: Теория и практика метода. – Л.: Химия, 1980. – 176 с.
6. *Дамаскин Б.Б., Петрий О.А., Цирлина Г.А.* Электрохимия. – М.: Химия, КолосС, 2008. – 672 с.
7. *Дзядевич С.В., Солдаткин О.П.* Наукові та технологічні засади створення мініатюрних електрохімічних біосенсорів. – К.: Наукова думка, 2006. – 256 с.
8. *Левицкий А.С., Медведенко М.П., Михаль А.А.* Расчет коэффициента преобразования планарной системы электродов с гребенчатой геометрией // *Технічна електродинаміка*. – 2006. – №5. – С. 9–16.
9. *Мельник В.Г., Василенко А.Д., Медведенко М.П., Михаль А.А., Солдаткин А.А.* Исследование информативных параметров дифференциальных кондуктометрических биосенсоров // *Технічна електродинаміка*. Тематичний випуск "Проблеми сучасної електротехніки". – 2006. – Ч. 3. – С. 119–124.
10. *Михаль А.А., Рубанчук М.П.* Расчет коэффициента преобразования кондуктометрического датчика биосенсора // *Технология и конструирование в электронной аппаратуре*. – 2007. – №5. – С. 35–39.

ЕЛЕКТРИЧНА МОДЕЛЬ КОНДУКТОМЕТРИЧНОГО ПЕРЕТВОРЮВАЧА БІОСЕНСОРА ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ОБ'ЄМНОГО ІМПЕДАНСУ

О.О.Міхаль, канд.техн.наук, **І.М.Гребеньков**
Інститут електродинаміки НАН України,
пр. Перемоги 56, Київ-57, 03680, Україна.
e-mail: illia.g@vyria-tech.com

В статті розглянуто модель двохелектродного контактного кондуктометричного перетворювача (КП) біосенсора у вигляді еквівалентної схеми, що враховує струми провідності та струми зміщення. Проведено аналіз впливу фазового зсуву в об'ємному імпедансі на частотні властивості КП біосенсора. Модель дозволяє вдосконалити існуючі способи придушення квадрантурної складової імпедансу КП і проводити оцінку впливу приелектродних процесів як основного дестабілізуючого фактору, незалежно від інформативного параметру. Бібл. 10, рис. 5.
Ключові слова: кондуктометричний біосенсор, еквівалентна схема, приелектродний процес.

ELECTRICAL MODEL OF CONDUCTOMETRIC BIOSENSOR'S FOR RESEARCH BULK IMPEDANCE

O.O.Mikhal, I.M.Grebenkov
Institute of Electrodynamics of the National Academy of Science of Ukraine,
pr. Peremohy, 56, Kyiv-57, 03860, Ukraine.
e-mail: illia.g@vyria-tech.com

In this report the model of two-electrode biosensor's contact conductometric converter is represented as equivalent circuit. Conduction currents and bias currents were taken into account in the model. Analysis of the influence of phase shift in the bulk impedance on the frequency properties of the biosensor was formed. Model allows to improve the existing ways of suppression the quadrature component of CG's impedance and to estimate the influence of near-electrode processes as a major destabilizing factor regardless of its informative parameter. References 10, figures 5.
Key words: conductometric biosensor, equivalent circuit, near-electrode process.

1. Andreev V.S. Conductometric methods and appliances in biology and medicine. – Moskva: Meditsina, 1973. – 335 p. (Rus)
2. Vasetskyi Yu.M. Electrodynamics. Basic concepts and potential quasi-stationary fields. – Kyiv: Vydavnytstvo Natsionalnoho Aviatsiinoho Universytetu, NAU-druk, 2009. – 160 p. (Ukr)
3. Glukhenkii A.I., Mikhal A.A. Calculated estimation of components of cylindrical conductor's impedance at alternate current // Tekhnichna elektrodynamika. – 2010. – №1. – Pp. 15–22. (Rus)
4. Grebenkov I.M., Mikhal A.A. Method of impedance subtraction for compensation of uninformative parameters of conductometric biosensoric transducers // Tekhnichna elektrodynamika. Tematychnyi vypusk "Problemy suchasnoi elektrotekhniki". – 2008 – Vol. 5. – Pp. 117–120. (Rus)
5. Grilikhes M.S., Filanovskii B.K. Contact conductometry: Theory and practice of the method. – Leningrad: Khimiia, 1980. – 176 p. (Rus)
6. Damaskin B.B., Petrii O.A., Tsirlina G.A. Electrochemistry. – Moskva: Khimiia, KolosS, 2008. – 672 p. (Rus)
7. Dziadevich S.V., Soldatkin O.P. Scientific and technological fundamentals of creation miniature electrochemical biosensors. – Kyiv: Naukova dumka, 2006. – 256 p. (Rus)
8. Levitskii A.S., Medvedenko M.P., Mikhal A.A. Calculation of transformation ratio of plain electrodes system with comb geometry // Tekhnichna elektrodynamika. – 2006. – №5. – Pp. 9–16. (Rus)
9. Melnik V.G., Vasilenko A.D., Medvedenko M.P., Mikhal A.A., Soldatkin A.A. The research of informative parameters of differential conductometric biosensors // Tekhnichna elektrodynamika. Tematychnyi vypusk "Problemy suchasnoi elektrotekhniki". – 2006. – Vol. 3. – Pp. 119–124. (Rus)
10. Mikhal A.A., Rubanchuk M.P. Calculation of transformation ratio of conductometric biosensor's gauge // Tekhnologiya i konstruirovaniye v elektronnoi apparature. – 2007. – №5. – Pp. 35–39. (Rus)

Надійшла 25.06.2013
Остаточний варіант 13.12.2013