УДК 76.13.23

# АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА ДЛЯ АНАЛИЗА ИОННОГО СОСТАВА БИОСУБСТРАТОВ

## **3. М. Юлдашев,** доктор техн. наук, профессор **В. А. Мухаметшина,**

аспирант Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет

Разработан метод и автоматизированная система, позволяющие определять ионный состав биожидкостей организма. Метод основан на анализе амплитудно-частотной характеристики электропроводности исследуемой жидкости в поле тока высокой частоты. Система может найти применение в области ранней диагностики патологий.

A method and an automated system for ion composition analysis of human bioliquids are developed. The method is based on the analysis of gain-frequency characteristics of the liquid under high frequency current field. The developed system can find applications in the field of early pathology diagnostics.

### Введение

Анализ ионного состава биосубстратов организма может быть положен в основу метода диагностики патологий на ранних стадиях, поскольку возникновение любого патологического процесса в первую очередь отражается на процессах клеточного обмена, вследствие чего изменяется ионный состав биосубстратов.

Проблема ранней диагностики особенно актуальна в области онкологии, поскольку вероятность излечения больных непосредственно зависит от того, насколько рано у них была выявлена патология. Существует большое число методов ранней диагностики онкологических заболеваний. Наиболее часто применяются радиоизотопная диагностика, «опухолевые маркеры» и ионометрия. Обозначенные методы имеют ряд недостатков, связанных, в случае радиоизотопной диагностики и «опухолевых маркеров», с неоднозначностью интерпретации результатов, а в случае ионометрии – с трудностью реализации метода, быстрым засорением мембранных электродов и высокой стоимостью.

#### Материалы и метод

За основу взят метод кондуктометрии. Кондуктометрический метод анализа основан на измерении удельной электропроводности анализируемого раствора. Однако кондуктометрия, являясь методом неселективным, может применяться только для определения концентрации бинарных ра-

створов электролитов, а биосубстраты организма – сложные композитные растворы, качественный состав которых заранее неизвестен.

Неселективность данного метода предполагается устранить, исследуя характер изменения электропроводности в поле высокой частоты. В этом случае при увеличении частоты поля можно достичь эффекта, при котором определенная группа ионов будет не в состоянии отслеживать изменение ориентации поля и начнет осциллировать на месте, без изменения местоположения в пространстве. А так как различные виды ионов обладают строго определенным набором характеристик, можно предположить, что конкретные виды ионов будут исключаться из процесса проводимости на строго определенных частотах, а спад проводимости при этом будет иметь ступенчатый характер. Эта закономерность и составляет основу метода спектрокондуктометрии.

На начальном этапе разработки системы для анализа ионного состава биосубстратов была предложена модель проводимости однокомпонентного электролита.

Нас главным образом интересует зависимость удельной проводимости электролита g от частоты электрического поля  $E(\omega) = (U_m/L) \cos \omega t$ , поскольку проводимость напрямую связана с ионным составом электролита:

$$g=\frac{GL}{S},$$

# УПРАВЛЕНИЕ В МЕДИЦИНЕ И БИОЛОГИИ

где G – проводимость электролита; L – расстояние между электродами кондуктометрической ячейки; S – площадь электродов.

В области высоких частот должны появиться фазовые сдвиги. Для их оценки необходимо перейти к комплексной функции проводимости  $G(j\omega)$ :

$$G(j\omega) = \dot{I}_m(\omega) / \dot{U}_m(\omega),$$

где  $I_m$  – комплексное амплитудное значение тока;  $\dot{U}_m$  – комплексное амплитудное значение напряжения;  $\omega$  – частота поля:

$$i(t) = I_m \cos(\omega t + \alpha_i) = \operatorname{Re}\left\{I_m e^{j(\omega t + \alpha_i)}\right\} =$$

$$= \operatorname{Re}\left\{I_m e^{j\alpha_i} e^{j\omega t}\right\} = \operatorname{Re}\left\{\dot{I}_m e^{j\omega t}\right\}, \ \dot{I}_m = I_m e^{j\alpha_i};$$

$$u(t) = U_m \cos(\omega t + \alpha_u) = \operatorname{Re}\left\{U_m e^{j(\omega t + \alpha_u)}\right\} =$$

$$= \operatorname{Re}\left\{U_m e^{j\alpha_u} e^{j\omega t}\right\} = \operatorname{Re}\left\{\dot{U}_m e^{j\omega t}\right\}, \ \dot{U}_m = U_m e^{j\alpha_u}.$$

В данном случае воздействующее напряжение  $u(t) = U_m \cos(\omega t) \Rightarrow \dot{U}_m = U_m$ . Для тока в кондуктометрической ячейке можно записать

$$i(t) = \frac{F}{N_a} z n_0 S v(t),$$

где F – число Фарадея;  $N_a$  – число Авогадро;  $n_0$  – концентрация ионов; z – их валентность; v(t) – скорость направленного движения ионов.

Для нахождения выражения для скорости упорядоченного движения ионов было решено неоднородное дифференциальное уравнение, описывающее действие сил внутри ячейки. В результате чего получено

$$v(t) = \frac{b}{\sqrt{\omega^2 + a^2}} (\omega \cos(\omega t) + a \sin(\omega t)) =$$
$$= \frac{b}{\sqrt{\omega^2 + a^2}} \cos\left(\omega t - \arctan\frac{\omega}{a}\right);$$

$$a=6\pi\eta r/m$$
,

$$b = FzU_m/mLN_a$$

где <br/>  $\eta$  — вязкость жидкости; r — эффективный радиус и<br/>она; m — его масса.

Исходя из этого ток в кондуктометрической ячейке определяется следующей формулой:

$$\begin{split} i(t) &= \frac{F^2 z^2 U_m n_0 S}{m L N_a \sqrt{\omega^2 + a^2}} \cos \left( \omega t + \arctan \frac{\omega}{a} \right); \\ \dot{I}_m(\omega) &= \frac{F^2 z^2 U_m n_0 S}{m L N_a \sqrt{\omega^2 + a^2}} e^{-j \arctan \frac{\omega}{a}}. \end{split}$$

Учитывая, что нас интересует удельная проводимость, можно записать

$$g(j\omega) = \frac{F^2}{N_a^2} \frac{z^2 n_0}{m} \frac{1}{\sqrt{\omega^2 + a^2}} e^{-j \arctan \frac{\omega}{a}} = A(\omega) e^{j\phi(\omega)}; \quad (1)$$
$$A(\omega) = \frac{F^2}{N_a^2} \frac{z^2 n_0}{m} \frac{1}{\sqrt{\omega^2 + a^2}},$$
$$\phi(\omega) = -\operatorname{arctg} \frac{\omega}{a},$$

где *A*(ω), φ(ω) – амплитудно-частотная (AЧX) и фазочастотная (ФЧХ) характеристики удельной электропроводности соответственно.

Графическое описание и анализ представленных выражений проведены в среде MathCAD. Данная оценка носит качественный характер. На рис. 1 представлен качественный вид АЧХ электропроводности  $A(\omega)$ , на рис. 2 – вид ФЧХ электропроводности  $\phi(\omega)$ , на рис. 3 – вид АФЧХ ( $g(j\omega)$ ).

Модель проводимости однокомпонентного электролита позволяет объяснить причины спада проводимости на высоких частотах.

1. При  $\omega < a$  вклад частотной составляющей практически не влияет на вид АЧХ проводимости, а амплитуда зависит исключительно от валентности, массы и концентрации ионов. Фазовый сдвиг в этом случае практически отсутствует (см. рис. 2).

2. Спад проводимости начинается только тогда, когда частота поля  $\omega$  сопоставима с *а*. При этом, как следует из вида ФЧХ электропроводности, ионы не успевают отслеживать изменение ориентации поля и начинает проявляться фазовый сдвиг. Частота спада зависит от соотношения радиуса и массы ионов.

3. При  $\omega >> a$  фазовый сдвиг максимален и ионы практически исключаются из процесса проводимости.

При разработке модели композитного электролита необходимо учитывать, что электропроводность – величина аддитивная, поэтому математическая модель электропроводности для композитного электролита будет выглядеть следующим образом:

$$v_i(t) = \frac{b_i}{\sqrt{\omega^2 + a_i^2}} \cos\left(\omega t - \operatorname{arctg} \frac{\omega}{a_i}\right), \ a_i = 6\pi\eta r_i/m_i,$$
$$b_i = F z_i U_m/m_i L N_a,$$

где  $v_i(t)$  – скорость направленного движения *i*-го иона;  $m_i$  – масса *i*-го иона;  $r_i$  – эффективный радиус *i*-го иона;  $z_i$  – его валентность.

В данном случае не учитывается направление движения иона (к аноду или катоду), так как ионы направленно движутся в противоположные стороны только в том случае, если имеют разноименные

ИНФОРМАЦИОННО-УПРАВЛЯЮШИЕ СИСТЕМЫ

. № 1, 2006

# ΥΠΡΑΒΛΕΗИΕ Β ΜΕΔИЦИНЕ И БИОЛОГИИ

заряды. При этом направление скорости заложено в параметре  $z_i$ .

Ток в кондуктометрической ячейке, заполненной композитным электролитом, определяется следующим образом ( $i_{\rm k}(t)$  – электрический ток как функция времени для композитного электролита,  $I_{m\rm k}$  – комплексное амплитудное значение тока для композитного электролита,  $n_{0i}$  – концентрация i-го вида ионов):

$$i_{\rm K}(t) = \sum_{i} \frac{F^2 z_i^2 U_m n_{0i} S}{m_i L N_a \sqrt{\omega^2 + a_i^2}} \cos\left(\omega t + \arctan\frac{\omega}{a_i}\right);$$
$$\dot{I}_{m\rm K}(\omega) = \sum_{i} \frac{F^2 z_i^2 U_m n_{0i} S}{m_i L N_a \sqrt{\omega^2 + a_i^2}} e^{-j \arctan\frac{\omega}{a_i}}.$$

Тогда для удельной электропроводности  $g_{\rm k}(j\omega)$ можно записать

$$\begin{split} g_{\kappa}(j\omega) &= \sum_{i} \frac{F^2}{N_a^2} \frac{z_i^2 n_{0i}}{m_i} \frac{1}{\sqrt{\omega^2 + a_i^2}} e^{-j \arctan \frac{\omega}{a_i}} = \\ &= \sum_{i} A_i(\omega) e^{j\varphi_i(\omega)}; \\ A_i(\omega) &= \frac{F^2}{N_a^2} \frac{z_i^2 n_{0i}}{m_i} \frac{1}{\sqrt{\omega^2 + a_i^2}}, \\ &\varphi_i(\omega) = - \operatorname{arctg} \frac{\omega}{a_i}, \end{split}$$

где  $A_i(\omega)$ ,  $\phi_i(\omega)$  –АЧХ и ФЧХ вклада в удельную электропроводность *i*-го вида ионов соответственно.

В данном случае для нахождения частотных характеристик необходимо выделить в выражении вещественный и мнимый спектры. Для этого произведем переход к тригонометрической форме выражения:

$$g_{\kappa}(j\omega) = \sum_{i} \left( \frac{F^2}{N_a^2} \frac{z_i^2 n_{0i}}{m_i} \frac{1}{\sqrt{\omega^2 + a_i^2}} \cos\left(\operatorname{arctg} \frac{\omega}{a_i}\right) - \frac{1}{\frac{F^2}{N_a^2} \frac{z_i^2 n_{0i}}{m_i} \frac{1}{\sqrt{\omega^2 + a_i^2}}} \sin\left(\operatorname{arctg} \frac{\omega}{a_i}\right).$$

Тогда частотные характеристики композитного электролита имеют вид

$$A_{\rm R}(\omega) = \sqrt{\left[\sum_{i} \left(\frac{F^2}{N_a^2} \frac{z_i^2 n_{0i}}{m_i} \frac{1}{\sqrt{\omega^2 + a_i^2}} \cos\left(\operatorname{arctg}\frac{\omega}{a_i}\right)\right]^2 + \left[\sum_{i} \frac{F^2}{N_a^2} \frac{z_i^2 n_{0i}}{m_i} \frac{1}{\sqrt{\omega^2 + a_i^2}} \sin\left(\operatorname{arctg}\frac{\omega}{a_i}\right)\right]^2;$$



 Рис. 1. АЧХ электропроводности электролита А(w)





Рис. 3. АФЧХ электропроводности электролита g(jw)

# ΥΠΡΑΒΛΕΗИΕ Β ΜΕΔИЦИНЕ И БИОΛΟΓИИ

$$\varphi_{\mathrm{R}}(\omega) = \arctan\left[\frac{-\sum_{i} \frac{F^2}{N_a^2} \frac{z_i^2 n_{0i}}{m_i} \frac{1}{\sqrt{\omega^2 + a_i^2}} \sin\left(\operatorname{arctg}\frac{\omega}{a_i}\right)}{\sum_{i} \left(\frac{F^2}{N_a^2} \frac{z_i^2 n_{0i}}{m_i} \frac{1}{\sqrt{\omega^2 + a_i^2}} \cos\left(\operatorname{arctg}\frac{\omega}{a_i}\right)\right]}\right].$$

Рассмотрим простейший – случай двухкомпонентный электролит. Для такого электролита выражение для удельной электропроводности  $g_2(j\omega)$ будет выглядеть следующим образом:

$$\begin{split} g_{2}(j\omega) &= \frac{F^{2}}{N_{a}^{2}} \frac{z_{1}^{2} n_{01}}{m_{1}} \frac{1}{\sqrt{\omega^{2} + a_{1}^{2}}} e^{-j \arctan \frac{\omega}{a_{1}}} + \\ &+ \frac{F^{2}}{N_{a}^{2}} \frac{z_{2}^{2} n_{02}}{m_{2}} \frac{1}{\sqrt{\omega^{2} + a_{2}^{2}}} e^{-j \arctan \frac{\omega}{a_{2}}}; \end{split}$$

$$A_{\rm R}(\omega) = \begin{bmatrix} \left(\frac{F^2}{N_a^2} \frac{z_1^2 n_{01}}{m_1} \frac{1}{\sqrt{\omega^2 + a_1^2}} \cos\left(\arctan \frac{\omega}{a_1}\right) + \\ + \left(\frac{F^2}{N_a^2} \frac{z_2^2 n_{02}}{m_2} \frac{1}{\sqrt{\omega^2 + a_2^2}} \cos\left(\operatorname{arctg} \frac{\omega}{a_2}\right) \end{bmatrix}^2 + \\ + \left[\frac{F^2}{N_a^2} \frac{z_1^2 n_{01}}{m_1} \frac{1}{\sqrt{\omega^2 + a_1^2}} \sin\left(\operatorname{arctg} \frac{\omega}{a_1}\right) + \\ + \frac{F^2}{N_a^2} \frac{z_2^2 n_{02}}{m_2} \frac{1}{\sqrt{\omega^2 + a_2^2}} \sin\left(\operatorname{arctg} \frac{\omega}{a_2}\right) \end{bmatrix}^2;$$

$$\begin{split} \varphi_{\kappa}(\omega) &= \arctan\left\{ \left[ -\frac{F^2}{N_a^2} \frac{z_1^2 n_{01}}{m_1} \frac{1}{\sqrt{\omega^2 + a_1^2}} \sin\left( \arctan \frac{\omega}{a_1} \right) - \frac{F^2}{N_a^2} \frac{z_2^2 n_{02}}{m_2} \frac{1}{\sqrt{\omega^2 + a_2^2}} \sin\left( \arctan \frac{\omega}{a_2} \right) \right] \right/ \\ & - \frac{F^2}{N_a^2} \frac{z_1^2 n_{01}}{m_1} \frac{1}{\sqrt{\omega^2 + a_1^2}} \cos\left( \arctan \frac{\omega}{a_2} \right) \right] / \\ & + \frac{F^2}{N_a^2} \frac{z_2^2 n_{02}}{m_2} \frac{1}{\sqrt{\omega^2 + a_2^2}} \cos\left( \arctan \frac{\omega}{a_2} \right) \right] \end{split}$$

Главным образом, нас в данном случае интересует амплитудная характеристика. Качественный график данной функции будет выглядеть следующим образом (рис. 4): здесь  $A_{\rm K}(\omega)$  – амплитудная характеристика проводимости двухкомпонентного электролита (оценочный график).



 Puc. 4. АЧХ электропроводности композитного электролита A<sub>κ</sub>(ω)

Аналогичное моделирование может быть осуществлено и для композитных электролитов более высокого порядка. В этом случае характер кривой останется прежним, однако число ступеней увеличится.

Метод определения ионного состава биосубстратов, основанный на данной модели, включает несколько этапов:

1) этап изменения частоты и оценки комплексной проводимости;

2) этап получения частных проводимостей на основе комплексной электропроводности;

3) этап вычисления частных концентраций на основе полученных частных проводимостей;

4) этап сравнения с нормативными показателями и вывода результата.

Блок-схема метода представлена на рис. 5. При разработке метода выбран подход, основанный на использовании математических моделей, позволяющих с достаточной точностью моделировать исследуемые процессы.

Этап получения частных проводимостей на основе комплексной электропроводности осуществляется следующим образом.

Полученный график АЧХ комплексной электропроводности делится на ряд характерных областей, соответствующих ступеням спада проводимости по мере увеличения частоты поля (рис. 6). На участке 1 высота ступени определяется проводимостью всех ионов электролита, и можно записать

$$g_{\kappa 1}(j\omega) = \sum_{i=1}^{n} g_i(j\omega),$$

где  $g_{\kappa 1}(j\omega)$  – удельная электропроводность композитного электролита на первом участке графика;  $g_i(j\omega)$  – вклад *i*-го вида ионов в удельную электропроводность; n – число ступеней графика, соответствующее числу типов ионов, концентрацию которых позволяет определить данный метод.

Участку 2 данного графика соответствует исключение из процесса проводимости одного вида

ΥΠΡΑΒΛΕΗИΕ Β ΜΕΔИЦИНЕ И БИОЛОГИИ

ионов. Это самые инертные ионы, обладающие наименьшей способностью следить за изменением ориентации поля с увеличением частоты. Таким образом, для второго участка можно записать

$$g_{\kappa 2}(j\omega) = \sum_{i=1}^{n} g_i(j\omega) - g_1(j\omega) = \sum_{i=2}^{n} g_i(j\omega)$$

где  $g_{\kappa 2}(j\omega)$  – удельная электропроводность композитного электролита на втором участке;  $g_1(j\omega)$  – вклад в проводимость самых инертных ионов, т.е. их частная проводимость.

На каждом последующем участке графика будет происходить исключение из процесса электропроводности еще одного типа ионов. Таким образом, для двух последних участков можно записать следующее:

для участка (*n* – 1):

$$g_{\kappa(n-1)}(j\omega) = \sum_{i=1}^{n} g_{i}(j\omega) - \sum_{i=1}^{n-2} g_{i}(j\omega) = g_{(n-1)}(j\omega) + g_{n}(j\omega),$$

где  $g_{\kappa(n-1)}(j\omega)$  – удельная электропроводность композитного электролита на (n - 1)-м участке;  $\sum_{i=1}^{n-2} g_i(j\omega)$  – сумма вкладов в удельную электро-

i=1

проводность ионов, исключенных на предыдущих участках графика;  $g_{(n-1)}(j\omega)$  – вклад в электропроводность (n-1)-го типа ионов;  $g_n(j\omega)$  – вклад в электропроводность n-го типа ионов;

для участка *n*:

$$g_{\kappa n}(j\omega) = \sum_{i=1}^{n} g_i(j\omega) - \sum_{i=1}^{n-1} g_i(j\omega) = g_n(j\omega),$$

где  $g_{\kappa n}(j\omega)$  – удельная электропроводность композитного электролита на *n*-м участке. Следует отметить, что на данном участке имеет место остаточная электропроводность, а n-й тип ионов – это незначительная доля ионов, содержание которых крайне мало и вклад в электропроводность незначителен. Это может быть совокупность нескольких видов ионов, концентрация которых с помощью данного метода не выявляется.

Получив данные по комплексной удельной электропроводности на каждой ступени, можно перейти к расчету частных проводимостей  $g_i(j\omega)$ . Для этого на каждом *i*-м участке обратной последовательности необходимо произвести вычитание значения комплексной удельной проводимости на *i*-м участке из значения комплексной удельной проводимости на (i + 1)-м участке:

$$g_i(j\omega) = g_{\kappa i}(j\omega) - g_{\kappa(i+1)}(j\omega) = \sum_{l=i}^n g_l(j\omega) - \sum_{l=i+1}^n g_l(j\omega).$$

Так, например, для участка (n-1) расчет выглядит следующим образом:

$$g_{(n-1)}(j\omega) = g_{\kappa(n-1)}(j\omega) - g_{\kappa n}(j\omega) =$$
$$= g_{(n-1)}(j\omega) + g_n(j\omega) - g_n(j\omega).$$



Рис. 5. Блок-схема метода определения ионного состава биосубстратов



Рис. 6. График АЧХ комплексной электропроводности

Учитывая, что, согласно выражению (1), значение частной проводимости напрямую связано с концентрацией ионов, исключаемых из процесса проводимости на данной ступени, можно перейти к этапу вычисления частных концентраций на основе полученных частных проводимостей.

#### Результаты

Для проведения исследований был разработан автоматизированный комплекс (рис. 7), содержащий высокочастотный генератор гармонических сигналов  $\Gamma C$ , микрокондуктометрическую ячейку МКЯ с эталонным сопротивлением ЭС, выпрями-



 Рис. 7. Структурная схема автоматизированного комплекса



Рис. 8. Результаты экспериментальных исследований проводимости электролитов

тель B с фильтром низких частот  $\Phi H Y$ , частотомер YM, цифровой вольтметр ЦВ и осциллограф Oc.

Высокочастотный генератор гармонических сигналов должен обеспечивать плавное изменение частоты сигнала в диапазоне от 100 кГц до 25 МГц, так как биожидкости организма – крайне сложные по составу растворы, а главная задача системы – зафиксировать частоту среза АЧХ для всех компонентов, определяющих удельную электропроводность. Для проведения экспериментальных исследований используется генератор сигналов сложной формы Г6-45.

В целях обеспечения высокой точности измерения проводимости электролита в рассматриваемом диапазоне частот падение напряжения переменного тока на эталонном сопротивлении трансформируется в сигнал постоянного тока с помощью выпрямителя и фильтра низких частот. Осциллограф используется для визуального контроля наличия сигнала в кондуктометрической ячейке. С помощью частотомера осуществляется фиксация частоты среза AЧХ проводимости электролита.

Сигнал на эталонном сопротивлении определялся с учетом проводимости микрокондуктометрической ячейки, содержащей конкретный электролит заданной концентрации и объема:

$$U_{\rm \partial C} = \frac{U_{\rm \Gamma C}(\omega)R_{\rm \partial C}}{Z_{\rm MKR}(\omega) + R_{\rm \partial C}}$$

где  $U_{\rm ЭС}$  – сигнал на эталонном сопротивлении;  $U_{\rm \Gamma C}(\omega)$  – амплитуда гармонического сигнала на выходе генератора ГС на частоте  $\omega$ ;  $R_{\rm ЭС}$  – сопротивление ЭС; $Z_{\rm MKR}(\omega)$  – комплексное сопротивление МКЯ, определяемое исследуемым электролитом. Дальнейшая обработка результатов исследований сводилась к вычислению проводимости электролита по значению  $Z_{MKR}(\omega)$ .

В ходе экспериментальных исследований, проводимых с помощью представленного комплекса, использовались растворы солей KCl, NaCl и CaCl<sub>2</sub> с концентрацией C = 1% и объемом 1 мл. Результаты исследований представлены на рис. 8 ( $G_{\rm K}, G_{\rm N}, G_{\rm C}$  – проводимости растворов KCl, NaCl и CaCl<sub>2</sub> соответственно,  $f_N$  – частота генератора).

Анализ результатов проведенных измерений позволяет установить некоторые закономерности. Высокая проводимость раствора  $CaCl_2$  объясняется тем, что катионы кальция двухвалентны, и при равных концентрациях и объемах раствора обеспечивается перенос большего количества заряда. Наименьшая частота среза для раствора  $CaCl_2$  по сравнению с раствором KCl и NaCl объясняется тем, что атомы кальция имеют больший атомный вес и более инерционны по сравнению с легкими атомами натрия и калия.

Несмотря на достаточно высокие погрешности, требующие усовершенствования измерительной системы, на графиках можно выделить характерные области спада проводимости, имеющей в целом ступенчатый характер (на рисунке области отмечены стрелками).

#### Выводы

Представленная математическая модель проводимости электролита в поле переменного тока подтверждает возможность определения его ионного состава по АЧХ электропроводности.

Разработанная автоматизированная система позволяет исследовать АЧХ электропроводности различных электролитов.

Экспериментальные исследования, проводимые с помощью данной системы, подтверждают теоретические выводы разработанной математической модели, что позволяет перейти к исследованию реальных сред.

#### Литература

- 1. Корыта И. Ионы, электроды, мембраны: Пер. с чешского. М.: Мир, 1983. 264 с.
- Внутренние болезни по Тинсли Р. Харрисону / Под ред. Э. Фаучи, Ю. Браунвальда, К. Иссельбахера и др.: Пер. с англ. М.: Практика Мак-Грау-Хилл, 2002. 1536 с.
- Маршал В. Д. Клиническая биохимия: Пер. с англ. М.; СПб.: БИНОМ – Невский Диалект, 1999. 368 с.
- 4. Мухаметшина В. А., Юлдашев З. М. Автоматизированная система для ранней диагностики онкологических заболеваний// Изв. СПбГЭТУ «ЛЭТИ». Сер. Биотехнические системы в медицине и экологии. 2004. Вып. 1. С. 46–50.