

Исследование динамических параметров дыхания и сердцебиения бесконтактными радиоволновыми датчиками

Д. В. ХАБЛОВ

Институт проблем управления им. В. А. Трапезникова РАН, Москва, Россия,
e-mail: dkhablov@mail.ru

Предложен метод исследования динамических параметров дыхания и сердцебиения на основе анализа масштаба коэффициентов вейвлет-преобразования фазового сигнала, принимаемого радиоволновым датчиком. Отмечены высокая чувствительность метода к локальным изменениям формы составляющих сигнала и перспективность его для создания экспертных диагностических и идентификационных систем.

Ключевые слова: диагностика, дыхание, сердцебиение, радиоволновый датчик, непрерывное вейвлет-преобразование.

A method of research of dynamic parameters of breathing and heartbeats based on the analysis of wavelet decomposition coefficients of phase signal received by microwave sensor is suggested. The high sensitivity of the method to local changes of signal components shape is shown and the prospects of creation of expert diagnostic and identification systems due to the high degree of signal detailing along with the complex review of the breathing and heartbeats zones are presented.

Key words: diagnostics, breathing, heartbeats, microwave sensor, continuous wavelet transform.

В последнее время все больший интерес в медицине вызывает использование радиоволновых датчиков для исследования параметров дыхания и сердцебиения, впервые представленных в [1]. Это связано с бесконтактным принципом получения информации, что предопределяет их преимущества перед традиционными методами, основным из которых является запись электрокардиограммы (ЭКГ). Такие датчики способны длительно контролировать состояние человека, осуществляя мониторинг его физиологических параметров максимально щадящим и не беспокоящим способом. При этом они не требуют частого обслуживания и замены расходных материалов, имеют невысокую стоимость. Кроме того, в отличие от ЭКГ, радиоволновые датчики несут информацию не об электрических потенциалах, управляющих работой сердечных мышц, а фиксируют механическое движение сердца и его отдельных элементов. Эти данные не просто дублируют, а существенно дополняют друг друга, позволяя при совместном анализе расширять диагностические возможности [2, 3].

Методы исследования динамических параметров сигналов радиоволновых датчиков, несущих информацию о дыхании и сердцебиении, как правило, основаны на спектральном фурье-анализе результатов после некоторого накопления за определенное время наблюдения. Полученные гармоники этого сложного сигнала характеризуют динамику механических перемещений легких и сердца. Однако следует отметить, что такой анализ дает искаженное представление о реальном процессе, поскольку основан на парадигме о бесконечной длительности гармоник, составляющих спектр сигнала при разложении в ряд Фурье. В реальной ситуации за время наблюдения постоянно возникают артефакты или локальные временные неоднородности, нарушающие идеализированную картину, приводящую к расширению спектральных частот дыхания и сердцебиения. Поэто-

му анализ динамических параметров сигналов дыхания и сердцебиения по гармоникам после спектрального разложения сложен в части повторяемости и прогнозируемости результатов.

В отличие от спектрального фурье-анализа, вейвлет-анализ (ВА) подразумевает разложение исследуемого сигнала не в виде бесконечно протяженного гармонического ряда, а в виде энергетического пространства двухмерных коэффициентов по соответствующим шкалам и времени с использованием в качестве базиса специально определенной «солитоноподобной» функции материнского вейвлета. В результате становится возможным анализ сложного сигнала с частотной и временной локализацией, позволяющей выявить его глобальную и тонкую структуру [4].

В данной работе исследован сравнительно новый метод ВА для обработки сигналов радиоволновых датчиков жизнедеятельности человека с целью оценки динамических параметров его дыхания и сердцебиения, показаны преимущества по сравнению с традиционными методами фурье-анализа.

Принцип действия. На рис. 1 представлена простейшая схема радиоволнового датчика, использующего непрерывное излучение на одной частоте. Электромагнитные колебания $U_0 \cos(2\pi f_0 t)$ частотой f_0 поступают от генератора 1 сверхвысокой частоты (СВЧ) через направленный ответвитель 2, циркулятор 3 на антенну 4 и излучаются в направлении человека 5. Отраженный от человека сигнал принимается этой же антенной и через циркулятор поступает на вход смесителя 6. При этом на другой — опорный вход смесителя приходит электромагнитная волна той же частоты f_0 от генератора 1 через вспомогательное плечо направленного ответвителя 2. Поскольку фаза отраженного сигнала зависит от изменения геометрических размеров тела человека, то сигнал на выходе смесителя 6, определяемый разностью фаз опорного и

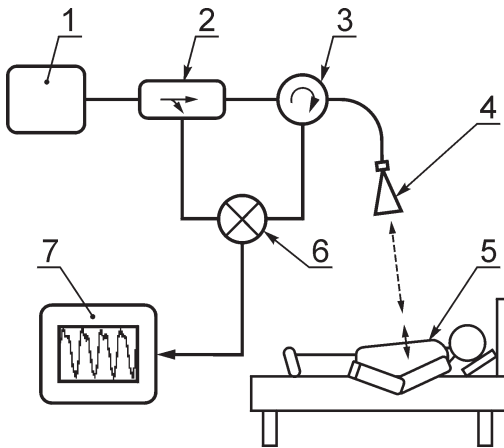


Рис. 1. Схема радиоволнового датчика дыхания и сердцебиения человека:

1 — генератор СВЧ; 2 — направленный ответвитель; 3 — циркулятор; 4 — антенна; 5 — пациент; 6 — смеситель; 7 — компьютер

принимаемого сигналов, повторяет эти изменения. Этот сигнал, являющийся выходным для датчика, далее может быть подан для обработки и анализа на компьютер 7. Внешне выходной сигнал напоминает искаженную синусоиду и при условии отражения волны только от поверхности тела человека записывается как

$$U_{\text{вых}} = A \cos(\varphi_d(t) + \varphi_c(t)), \quad (1)$$

где A — амплитуда сигнала; $\varphi_d(t)$, $\varphi_c(t)$ — изменения фазы сигнала в результате перемещений грудной клетки и тканей человека при дыхании и сердцебиении, соответственно.

Характерный спектр сигнала (1) изображен на рис. 2. Здесь видны характерные линии, связанные с дыханием и сердцебиением человека. Чтобы получить такой сигнал на выходе смесителя 6 с приемлемым уровнем искажений, необходимо выполнить неперенное условие: половина

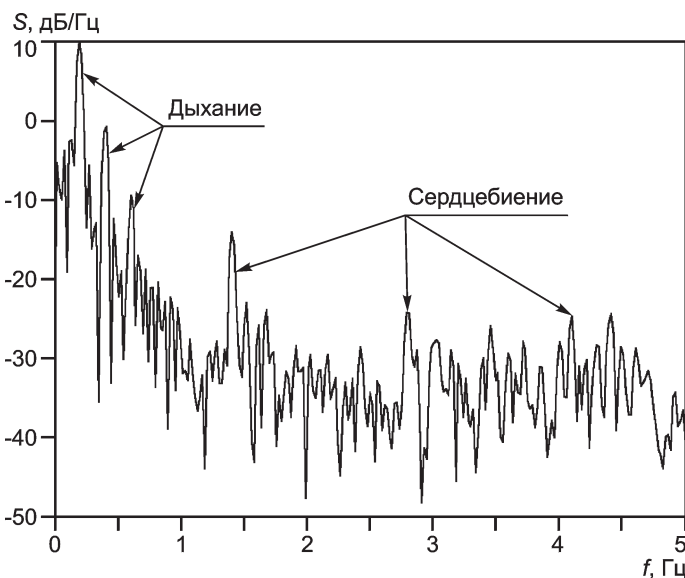


Рис. 2. Типичный спектр выходного сигнала радиоволнового датчика дыхания и сердцебиения

длины волны $\lambda_0/2$ должна быть соизмерима с указанными линейными перемещениями грудной клетки, где $\lambda_0 = c/f_0$, c — скорость света в воздухе. Поскольку эти перемещения составляют соответственно около 5 и 0,5 мм, то $\lambda_0 \leq 1,25$ см, что соответствует частоте $f_0 = 24$ ГГц. При этом должно быть соблюдено условие равенства фаз опорного и принимаемого сигналов на входе смесителя 6 (см. рис. 1), что можно достичь введением в структурную схему датчика дополнительного компенсационного канала [5], регулировкой положения антенны или введением квадратурной обработки сигнала [3]. С целью упрощения эти элементы не показаны на рис. 1.

С увеличением λ_0 чувствительность датчика плавно снижается с одновременным увеличением проникающей способности сигнала в тело человека, которое можно рассматривать как диэлектрик с потерями [6]. В результате отраженный сигнал будет суммой сигналов, отраженных от поверхности тела и внутренних неоднородностей (слоев жира, костей, мышц, органов). Сигнал на выходе смесителя можно представить в виде

$$U_{\Sigma \text{вых}} = A_{\Sigma} \cos(\varphi_d(t) + \varphi_c(t) + \Sigma \varphi_i(t)), \quad (2)$$

где A_{Σ} — амплитуда суммарного сигнала; $\Sigma \varphi_i(t)$ — сумма изменений фаз сигналов, отраженных от внутренних неоднородностей человека.

Спектр сигнала из-за фазовых искажений размывается, форма сглаживается, теряя локальные особенности, представляющие ценность для диагностики. Например, сигналы сердечного ритма вырождаются в обычную синусоиду. Данный фактор сказывается уже на частоте $f_0 \approx 8$ ГГц, которую можно считать нижней границей частот, применяемых в работе радиоволновых датчиков для исследования динамических характеристик дыхания и сердцебиения. Далее для краткости будем употреблять термин «СВЧ-датчик» вместо радиоволнового, поскольку именно этому диапазону соответствуют частоты 8—24 ГГц.

В качестве альтернативы СВЧ-датчику могут быть использованы радиолокационные импульсные (РИ) датчики, рассмотренные в [3]. Однако малые расстояния и перемещения приводят к необходимости применения сверхширокополосных (СШП) технологий, которые существенно увеличивают стоимость устройств, не вызывая сколько-нибудь заметного улучшения функциональных характеристик. Зона селекции позволяет уменьшить воздействие возможных внешних помех, однако она недостаточна для снижения влияния перемещений от внутренних неоднородностей с учетом того, что частоты заполнения обычно составляют 1—2 ГГц. Так, при частоте заполнения 1 ГГц и длительности импульса около 4 нс потенциальная разрешающая способность, или зона селекции СШП РИ-датчиков составляет в свободном пространстве

$$\Delta R = c / (2 \Delta f_{0,5} \sqrt{\epsilon}) = 0,5 \text{ м},$$

где $\Delta f_{0,5} = 300$ МГц — ширина спектра мощности сигнала по уровню 0,5 от максимума; ϵ — относительная диэлектрическая проницаемость воздуха, равная единице.

В то же время в тканях человека, для которых $\epsilon \approx 40$, $\Delta R = 7,9$ см. В результате СШП РИ-датчики, также как и датчики с непрерывным излучением частотой ниже 9 ГГц, спо-

собны в лучшем случае анализировать частоты дыхания, пульса и вариабельность сердечного ритма.

Таким образом, наиболее адекватную картину соответствия сигналов СВЧ-датчика механическим перемещениям легких и сердца, как отмечено в [3], можно получить лишь в случае фиксации вызванных ими изменений положения верхней поверхности груди человека, т. е. вместо (2) вполне допустимо использовать соотношение (1). Этим требованиям наиболее соответствует СВЧ-датчик с непрерывным излучением на частоте $f \approx 24$ ГГц.

Особенности применения вейвлет-анализа для обработки сигналов СВЧ-датчика. Применяемые в настоящее время методы обработки сигналов бесконтактных СВЧ-датчиков дыхания и сердцебиения основаны на фильтрации и спектральной обработке выходного сигнала, из которого выделяют гармоники, соответствующие дыханию и сокращению сердца с последующей регистрацией их изменений (совместно или раздельно) для разных людей, после разного рода физических нагрузок, с задержкой дыхания и без нее, сидя, лежа и стоя, с боку и прямо, при разговоре и т. д. Используется совместный с ЭКГ корреляционный анализ, оценивается время задержки между кардиосигналом и сигналом СВЧ-датчика, однако за рамки измерения частот дыхания и пульса исследование динамических характеристик этих процессов не выходит. Локальные временные особенности сигнала, которые несут информацию о динамике сокращений мышц, не поддаются исследованию при таком подходе. Это связано с самим принципом обработки сигналов путем разложения их по гармоникам с бесконечной длительностью, что характерно для спектрального фурье-анализа, и особенностями самого исследуемого сигнала.

Базисной функцией при разложении в ряд Фурье является синусоидальное колебание, которое математически определено в интервале времени $\pm\infty$ при прямом преобразовании и имеет неизменные во времени параметры. То же самое справедливо и в частотной области при обратном преобразовании Фурье. При этом отдельные особенности сигнала, например, разрывы, пики или смены фазы вызывают незначительные изменения частотного образа сигнала во всем интервале частот $\pm\infty$, которые «размываются» по всей частотной оси, что делает их обнаружение по спектру практически невозможным. Резкое увеличение числа гармоник в этом случае оказывает влияние на форму сигнала и за пределами его локальных особенностей. При этом по составу высокочастотных составляющих спектра практически невозможно оценить местоположение особенностей на временной зависимости сигнала и их характер. Для нестационарных сигналов, а именно такие наблюдаются у исследуемых СВЧ-датчиков дыхания и сердцебиения, трудности прямого и обратного преобразований Фурье многократно возрастают. В некоторой степени указанные сложности можно преодолеть, применив оконное преобразование Фурье, однако это не избавляет от принципиального недостатка — использования синусоиды в качестве базисной функции спектрального разложения.

Вейвлет-анализ в отличие от прямого преобразования Фурье основан на процедуре прямого непрерывного вейвлет-преобразования (ПНВП) одномерного сигнала по системе базисных функций вида

$$\Psi_{ab}(t) = a^{-1/2} \Psi[(t - b)/a], \quad (3)$$

где $a^{-1/2}$ — нормирующий множитель; a, b — коэффициенты изменения временного масштаба и сдвига по времени, соответственно; $\Psi(t)$ — функция материнского вейвлета.

Если энергия сигнала $U(t) = \int_R U^2(t) dt$ является конечной

в пространстве V , то ПНВП сигнала $U(t)$ задается по аналогии с преобразованием Фурье путем вычисления вейвлет-коэффициентов с учетом области ограничения сигналов R по формуле

$$C(a, b) = \int_R U(t) a^{-1/2} \Psi[(t - b)/a] dt. \quad (4)$$

Существует большое и постоянно пополняющееся семейство вейвлетобразующих функций (3), напоминающих модулированные импульсами синусоиды, функции со скачками уровня и т. д. Это обеспечивает легкое представление сигналов с локальными скачками и разрывами наборами вейвлетов того или иного типа, которые, как правило, не имеют аналитического представления в виде одной формулы и задаются итерационными выражениями. Благодаря этому разложение вида (4) выявляет не только локальные временные особенности принимаемого сигнала (небольшие разрывы, изменения знаков первой и второй производных и др.), но и позволяет визуальнo наблюдать картину взаимодействия разных составляющих сигнала в частотно-временном пространстве энергетических коэффициентов $C(a, b)$. Этим объясняются преимущества ВА в исследовании сигналов, у которых наряду с периодическими составляющими присутствуют включения нестационарного и турбулентного характера [4]. Особенности сигналов радиоволновых датчиков позволяют сделать вывод о целесообразности исследования методов ВА для их обработки [7].

Моделирование процесса обработки сигналов СВЧ-датчиков при помощи непрерывного вейвлет-преобразования. Для проведения компьютерного моделирования синтезируем сигнал с выхода СВЧ-датчика в виде суммы двух сигналов. Первый — это сигнал дыхания (рис. 3):

$$U_d(t) = \sin(2\pi f_d t) + 0,2 \cos(4\pi f_d t) + U_{\text{ш}}(t), \quad (5)$$

где $f_d = 0,16$ Гц — частота дыхания; $U_{\text{ш}}(t)$ — шумовая составляющая.

Этот сигнал состоит из суммы двух гармоник и приблизительно соответствует реальному перемещению грудной клетки человека при дыхании. Здесь фаза вдоха несколько затянута во времени по сравнению с фазой выдоха.

Второй сигнал моделирует динамику сердечных сокращений или в виде синусоиды $S(t)$ частотой 1,2 Гц, или в виде последовательности моноимпульсов Гаусса $G(t)$ той же частоты с параметрами, максимально подобранными для имитации движений тканей человека, вызванных реальными сокращениями сердца (см. рис. 3). При этом следует отметить, что амплитуды сигналов сердцебиения меньше сигнала $U_d(t)$ из (5) в 100 раз, но на графиках рис. 3 они для наглядности показаны в увеличенном виде. Моделирование проводилось в пакете расширения Wavelet Toolbox среды Matlab [8] для двух сигналов

$$U_S(t) = U_d(t) + 0,01 S(t); \quad U_G(t) = U_d(t) + 0,01 G(t). \quad (6)$$

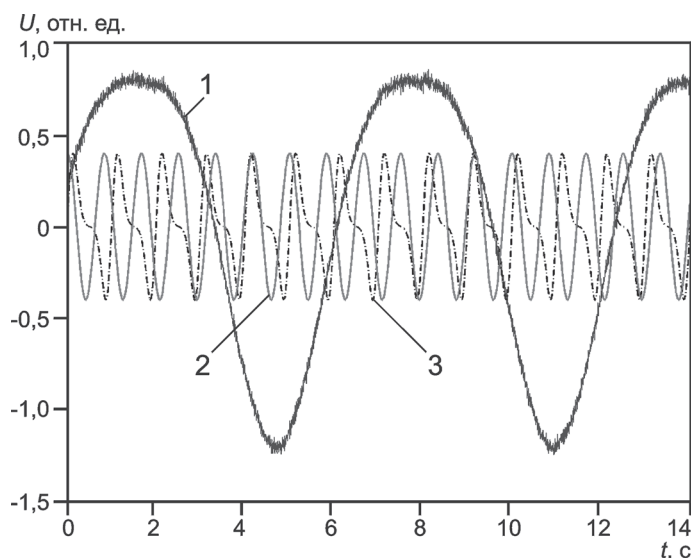


Рис. 3. Сигналы дыхания и сердцебиения для численного моделирования:

1 — дыхание U_d ; 2 — синусоида $S(t)$; 3 — моноимпульсы Гаусса $G(t)$

Немаловажное значение при использовании ПНВП имеет выбор вида вейвлет-функции. Результаты анализа показали возможность применения к использованию для сигналов данного типа вейвлетов семейств Добеши, Симплета, Гаусса и Коифлетса (coif). На рис. 4, а, б представлены результаты разложения по коэффициентам $C(a, b)$ согласно (4) модельных сигналов соответственно $U_S(t)$, $U_G(t)$ (б) (см. рис. 3) с использованием вейвлета Коифлетса третьего порядка Ψ_{coif3} . При этом использовалась равномерная выборка из $N = 4000$ значений длительностью 0,35 мс для коэффициентов $1 < a < 700$ с шагом 1. Светлые области соответствуют максимальным значениям $C(a, b)$, а темные минимальным. На рис. 4, а наглядно представлены четыре зоны характерного поведения коэффициентов разложения: $a > 600$ — зона формирования низкочастотной составляющей сигнала дыхания; $300 < a < 600$ — зона второй гармоники сигнала дыхания; $80 < a < 300$ — зона сигнала сердцебиения $U_S(t)$; $1 < a < 80$ — шумовая зона. На рис. 4, б показано, что при замене сигнала $U_S(t)$ на $U_G(t)$ в разложении первая и вторая зоны не меняются, зато третья $50 < a < 300$ приобретает четкую фрактальную структуру в соответствии с мельчайшими локальными особенностями сигнала $U_G(t)$, а шумовая зона смещается в диапазон $1 < a < 50$.

Таким образом, все самые незначительные изменения в форме сигналов сердцебиения от $U_S(t)$ до $U_G(t)$ и более сложного вида, а также в сигнале дыхания $U_d(t)$ можно выделить и детально исследовать в общей совокупности пространства коэффициентов $C(a, b)$ с учетом выраженных фрактальных и переходных зон. При этом анализ происходит одновременно и непрерывно по всем составляющим сигнала, несмотря на большую разницу в амплитуде между ними и шумовую составляющую. Исследование сигнала легко переводится в частотную область. Коэффициенты a связаны с частотой сердцебиения f , выраженной в герцах, через передаточную функцию

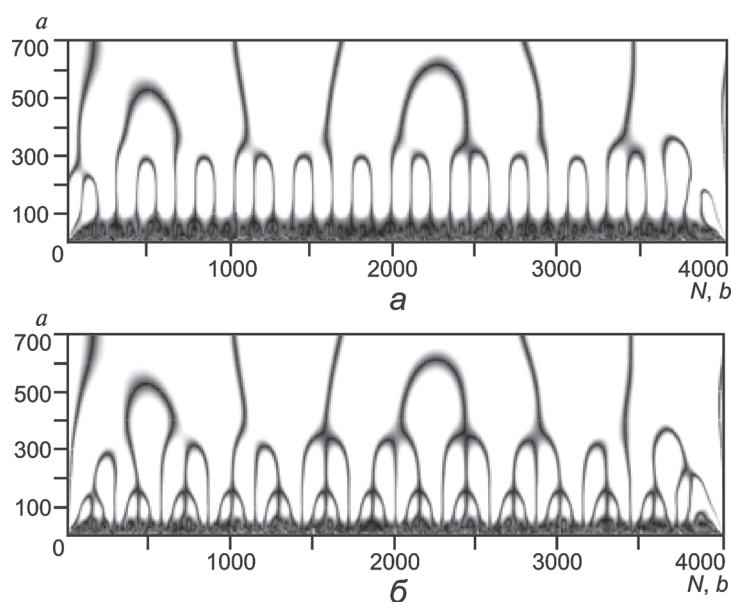


Рис. 4. Графики двумерных функций вейвлет-коэффициентов $C(a, b)$ сигналов $U_S(t)$ (а), $U_G(t)$ (б); N — номер выборки

$$F(a) = F_c / (a\Delta), \quad (7)$$

где $F_c = 0,70588$ — центральная псевдочастота используемого вейвлета, в данном случае это вейвлет Коифлетса третьего порядка; Δ — длительность выборки в секундах.

Так, согласно (7) частоте $f = 1,2$ Гц соответствует коэффициент $a = 168$ на рис. 4, а, б.

Выводы. Экспертные системы анализа динамических параметров дыхания и сердцебиения человека при помощи СВЧ-датчиков, построенные на традиционных спектральных принципах оценки сигнала, оказываются малоэффективны по причине плохой повторяемости и необходимости длительного накопления результатов для снижения влияния шума и артефактов [2, 3]. Как правило, они ограничены измерением во времени частоты дыхания и пульса, анализе их соотношений при различной нагрузке для разных групп людей и отдельных пациентов.

Предложенный в работе подход оценивает те же динамические параметры по структуре пространства коэффициентов $C(a, b)$ вейвлет-разложения сигнала СВЧ-датчика. При этом не приходится точно реконструировать и хранить все составляющие сигнала для последующего сравнения, выделения патологий, а достаточно отслеживать детализированные локальные неоднородности совокупного сигнала, которые могут в дальнейшем служить в качестве более надежного идентификатора в экспертных диагностических системах.

Л и т е р а т у р а

1. **Chen K. M. e. a.** An X-band microwave life-detection system // IEEE Trans. Biomed. Eng. 1986. V. 33. N. 7. P. 697—701.
2. **Хаблов Д. В., Медведев С. В.** Экспериментальный комплекс, предназначенный для всестороннего изучения метода динамической СВЧ-диагностики // Методы анализа и оптимизации сложных систем: Сб. науч. трудов. ИФТП. М., 1993. С. 38—47.

3. Бугаев А. С., Ивашов С. И., Иммореев И. Я. Биорадиолокация. М.: Изд-во МГТУ им. Н. Э. Баумана, 2010.

4. Астафьева Н. М. Вейвлет-анализ: основы теории и примеры применения // УФН. 1996. Т. 166. № 11. С. 1145—1170.

5. Пат. 2097085 РФ. Микроволновый индикатор жизни / О. И. Фисун, Д. В. Хаблов, В. Р. Осипов // Изобретения, 1997. № 33.

6. Совлуков А. С., Хаблов Д. В. Возможности радиоволновых методов для обнаружения живых людей за преградами по дыханию и сердцебиению // Датчики и системы. 2012. № 7. С. 74—84.

7. Хаблов Д. В. Прямое непрерывное вейвлет-преобразование в обработке сигналов радиоволновых датчиков // Измерительная техника. 2013. № 5. С. 31—34; Khablov D. V. The direct continuous wavelet transformation in the processing of radio-wave sensor signals // Measurement Techniques. 2013. V. 56. N. 5. P. 510—516.

8. Дьяконов В. П. MATLAB 6.0/6.1/6.5/6.5+SP1+Simulink 4/5. Обработка сигналов и изображений. М: Солон-Р, 2006.

Дата принятия 10.12.2013 г.

621.317.33:57.086.8

Измерения емкости биологической клетки импульсным методом

В. А. ШИГИМАГА

Институт животноводства НААН Украины, Харьков, Украина, e-mail: vash105@gmail.com

Предложен метод измерений электрической емкости биологической клетки с применением разработанной ранее аппаратуры импульсной кондуктометрии. Метод основан на дифференцировании RC-цепью прямоугольного импульса напряжения, приложенного к клетке при помощи микроэлектродов.

Ключевые слова: электрическая емкость, биологическая клетка, мембрана.

The measurement method of biological cell capacitance using pulse conductometry device is proposed. The measurement principle consists in the use of RC-chain property containing the cell capacitance, to differentiate rectangular pulse of the voltage attached to the cell by means of microelectrodes.

Key words: electrical capacitance, pulse, biological cell, membrane.

Методы измерений электрической емкости биологической клетки и, прежде всего, ее основной составляющей, мембраны, привлекают внимание исследователей уже длительное время. Изменение этой емкости отражает особенности прохождения многих процессов в клетке, так или иначе связанных с транспортом макромолекул сквозь мембрану, их взаимодействием с ней и клеток друг с другом через мембранные контакты [1—5].

В условиях взаимодействия с электрическим полем мембрану можно рассматривать как конденсатор малой толщины с высокой плотностью заряда и хорошими диэлектрическими свойствами [1, 5]. Эти свойства полезны для изучения биологии клетки, поскольку емкость конденсатора пропорциональна площади его поверхности. Измерив емкость путем воздействия на клетку электрическим полем, можно оценить ее фактическую поверхность по известной поверхностной плотности емкости мембраны различных биологических клеток, составляющей около 1 мкФ/см² [1, 6, 7]. Поэтому электрическую емкость клетки (мембраны) можно принять в качестве адекватного критерия ее жизнедеятельности, а также влияния различных физико-химических факторов в биотехнологических процессах: реконструкции, криоконсервации, электропорации и т. д.

Основными методами измерений емкости мембраны являются довольно сложный в техническом отношении пэч-кламп, его модификации, а также им подобные микрока-

пиллярные методы [5, 7—10]. Емкость обычно измеряется на переменном токе частотой десятки килогерц как часть импеданса, который включает активную и реактивную (в данном случае емкостную) составляющие; импульсное электрическое поле (ИЭП) практически не используется. Техника измерения импеданса двухэлектродная с введением одного микрокапилляра, наполненного проводящей средой, внутрь клетки, а второй остается снаружи [5, 9, 10]. Сопротивление (проводимость) и емкость мембраны можно измерить одновременно в составе импеданса (адмиттанса) и

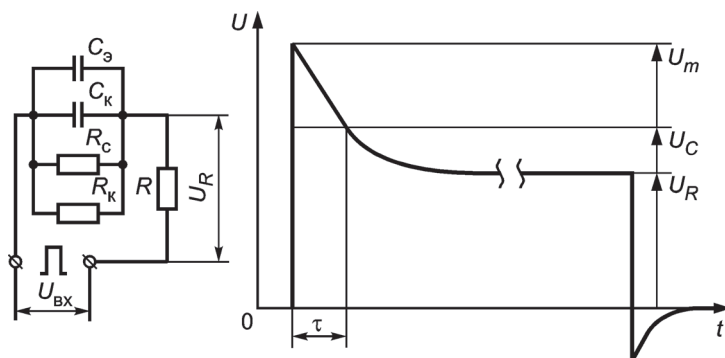


Рис. 1. Эквивалентная электрическая схема клетки в среде между микроэлектродами и эпюра напряжения на калиброванном резисторе R