

воде клеток из DMEM в среду Эрла регистрируется повышение амплитуды осцилляций в 1,3 раза для сенсора без  $\text{Ce}^{3+}$  и с покрытием типа  $(\text{HCl})+\text{Ce}-\text{УНТ}$ , и в 1,7 раза для сенсора с покрытием типа  $\text{Ce}+\text{УНТ}$ .

Таким образом, биосенсор с покрытием типа  $\text{Ce}+\text{УНТ}$  не проявляет цитотоксического действия на клетки и является наиболее чувствительным для регистрации функциональной активности клеток.

## АВТОМАТИЧЕСКИЙ ИМПЕДАНСНЫЙ МЕТОД ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПОКАЗАТЕЛЯ ГЕМАТОКРИТА

Лещенко В.Г., Мансуров В.А., Инсарова Н.И., Шеламова М.А.

Учреждение образования «Белорусский государственный медицинский университет», Минск, Беларусь, mansurov@tut.by

Определение показателя гематокрита в реальном масштабе времени (*On-line*) может оказаться полезным при проведении различных медицинских манипуляций, таких как гемодиализ и хирургия, а также при

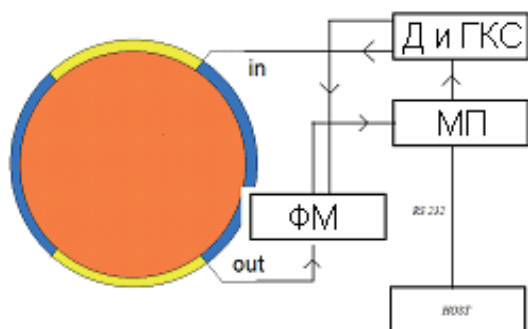


Рисунок 1 – Измерительная ячейка и микропроцессорная система измерений ФМ – фазовый детектор, Д и ГКС – делитель частоты и генератор квадратурных сигналов, МП – микропроцессор. Светлым тоном показаны электроды

разработке новых диагностических методов, основанных на нестационарных реологических измерениях. Традиционный метод определения этого показателя (центрифугирование) не может обеспечить непрерывные измерения. В последнее время концепции непрерывного измерения показателя гематокрита были предложены рядом авторов [1-3].

Показатель гематокрита можно определить посредством определения импеданса крови, протекающей по трубке, оснащенной системой электродов (рис 1). Известно, что в электрических свойствах крови можно выделить три частотных диапазона, соответствующих различным ти-

пам взаимодействия эритроцитов с электрическим полем:  $\alpha$  (низкая частота),  $\beta$  (радио частота) и  $\gamma$  (сверхвысокие частоты).  $\beta$  - диапазон (1 КГц – 10 МГц) соответствует макроструктурному взаимодействию эритроцитов.

Согласно Шванну [1] частотная зависимость комплексной электропроводности цельной крови  $\sigma^*$  в  $\beta$  диапазоне может быть представлена в виде уравнения Коул-Кола [2]:

$$\sigma^* = \sigma_\infty + \frac{\sigma_0 - \sigma_\infty}{(1 + j\omega/\omega_r)^{1-\alpha}} \quad (1)$$

где  $\sigma_0$  - действительная часть комплексной электропроводности для низкой частоты  $\beta$  диапазона,  $\sigma_\infty$  - действительная часть комплексной электропроводности для высокой частоты  $\beta$  диапазона,  $\omega$  - частота,  $\omega_r$  - средняя частота  $\beta$  диапазона,  $\alpha \sim 0.03$  постоянная, учитывающая хаотичное расположение эритроцитов, участвующих в релаксационных процессах. Рабочая ячейка при измерениях  $\sigma^*$  может быть представлена эквивалентной электрической схемой (рис 2)

Разность  $\Delta\sigma = \sigma_0 - \sigma_\infty$  является линейной функцией [3] (с точностью 2,5%) показателя гематокрита  $H_{crit}$ :

$$\Delta\sigma = 0.179 - 8.09 \cdot 10^{-4} \times \pi_p + 3.28 \cdot 10^{-2} \times \sigma_p + 6.61 \cdot 10^{-2} \times H_{crit} \quad (2)$$

здесь  $\pi_p$  и  $\sigma_p$  - осмотическое давление (осмолярность) и электро-

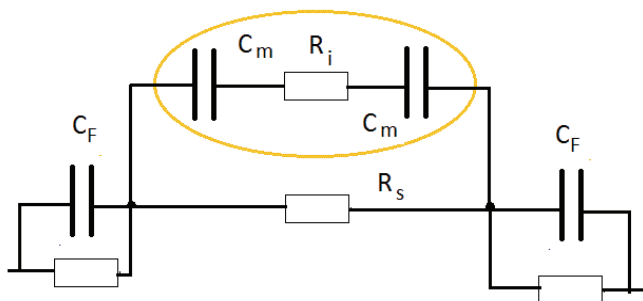


Рисунок 2 – Эквивалентная схема измерительной ячейки  $C_m$  - емкость мембраны эритроцита,  $R_i$  - сопротивление внутриклеточной среды, эллипсом выделена эквивалентная схема эритроцита  $C_F$  - емкость фарадеевского импеданса

проводность плазмы крови. Как правило, осмотическое давление ( $\pi_p \sim 45 - 56$  мОсм/кг) и электропроводность плазмы ( $\sigma_p \sim 0,8 - 1,1$  мСим/см) колеблются в незначительных пределах и для данной точности измерений их можно считать постоянными величинами.

Напряжение, подводимое к измерительной ячейке не должно превышать мембранный потенциал ( $\sim 50$  мВ).

В этом случае Фарадеевский импеданс, обусловленный образованием двойного ионного слоя на поверхности электрода, не будет вносить дополнительной погрешности при большой площади электродов.

Для расчета импеданса измерительной ячейки (рис 2), использовалось выражение (1). Расчет выполнялся для двух случаев: 1) постоянная  $\alpha \sim 0.03$ ; 2) постоянная  $\alpha = 0$ . В первом случае расчет  $\Delta\sigma$  с использованием выражения (1) проводился по значениям комплексной электропроводности  $\sigma^*$ , полученных в результате моделирования на 4 частотах (10 КГц, 100 КГц, 1 МГц и 10 МГц), во втором случае использовалось только 3 частоты (10 КГц, 500 КГц и 7 МГц) [4 - 6].

Основная идея расчета  $\Delta\sigma$  основана на том, что для первого случая выражение (1) на диаграмме Коул-Коула может быть приближенно описано эллипсом, а для второго случая - кругом. Определив положение фокусов эллипса и его полуоси или положение центра круга и его радиуса можно рассчитать все параметры выражения (1). Значения  $\Delta\sigma$  модельной суспензии при  $H_{crit} = 40\%$  составили 2,5 мСим/см, а  $\sigma_0 = 9,1$  мСим/см. Результаты расчета для первого и второго случая отличаются не более чем на 3%, что соизмеримо с точностью выражения (2). Таким образом, для вычисления показателя гематокрита с приемлемой точностью ( $\sim 3\%$ ), можно использовать 3-х частотную схему измерения комплексной электропроводности.

Полученные результаты явились основой микропроцессорной измерительной системы, обеспечивающей непрерывное получение данных о текущем значении показателя гематокрита (рис 1).

Работа выполнена благодаря финансовой поддержке БРФФИ, проект *B10-072*.

### Литература

1. K. R. Foster and H. P. Schwan, Dielectric properties of tissues and biological materials: A critical review // CRC Crit. Rev. Biomed. Eng., 1989. Vol. 17, No. 1, pp. 25–104
2. K. S. Cole, Electric impedance of suspensions of spheres // J. Gen. Physiol. 1928., Vol. 12, pp. 29–36
3. Ernesto F. Treo, Carmelo J. Felice, Mónica C. Tirado, Max E. Valentinuzzi, and Daniel O. Cervantes Comparative Analysis of Hematocrit Measurements by Dielectric and Impedance Techniques // IEEE Trans. Biomed. Eng. March 2005. Vol. 52, No. 3, pp. 549 - 552
4. E. F. Treo, C. J. Felice, M. C. Tirado, M. E. Valentinuzzi, and D. O. Cervantes, Hematocrit measurement by dielectric spectroscopy // IEEE Trans. Biomed. Eng., Jan. 2005. Vol. 52, No. 1, pp. 124–127

5. T. X. Zhao, B. Jacobson, and T. Ribbe, Triple-frequency method for measuring blood impedance // *Physiol. Meas.* May 1993, Vol. 14, no. 2, pp. 145–156
6. H. Beving, L. E. Eriksson, C. L. Davey, and D. B. Kell, Dielectric properties of human blood and erythrocytes at radio frequencies (0.2–10 MHz); dependence on cell volume fraction and medium composition // *Eur. Biophys. J.* 1994, Vol. 23, No. 3, pp. 207–215

## ПРИМЕНЕНИЕ СВЕТОВОЙ МИКРОСКОПИИ ДЛЯ ОЦЕНКИ КАЧЕСТВА СТРУКТУРЫ ДИСПЕРСНОЙ ФАЗЫ МАСЛОЖИРОВЫХ ПРОДУКТОВ

**Михаловский И.С.<sup>1</sup>, Самойлов М.В.<sup>1</sup>, Перминов Е.В.<sup>1</sup>,  
Громова И.А.<sup>2</sup>**

<sup>1</sup>*Белорусский государственный экономический университет, Минск,  
Республика Беларусь, jozef\_m@tut.by*

<sup>2</sup>*РУП Научно-практический центр НАН Беларуси по продовольствию,  
Минск, Республика Беларусь, info@belproduct.com*

Масложировые продукты представляют собой сложные многокомпонентные дисперсные системы с определенными физико-химическими параметрами (химический состав, конформация звеньев углеводородных остатков и др.) [1,2]. Структура липидной фазы в значительной степени определяет потребительские свойства масложировых продуктов, такие как возможность равномерного нанесения их на поверхность (однородность состава и др.) [1]. В этой связи коммерчески успешное изготовление современных продуктов питания невозможно без изучения физико-химических механизмов структурной организации пищевых коллоидов, базирующихся на последних достижениях молекулярной биофизики и коллоидной химии.

Целью данной работы являлась разработка метода экспресс-оценки качества липидной фазы масложировых продуктов на базе светового микроскопа «МЕИИ МТ7000» производство Япония, с цифровым видеовыходом непосредственно на монитор ПЭВМ в режиме реального времени, высокого разрешения (фотовидеокамера с матрицей 21 Mpixels).

Объектами исследования являлись два образца масложировых продуктов производства ОАО «Гомельский жировой комбинат» и