

Рис. 3. Относительные сечения клапана и шайб в процентах от сечения трубы

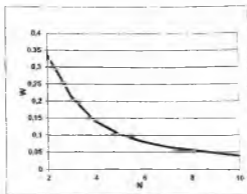


Рис. 4. Зависимость оптимального значения W от количества шайб

Список использованных источников

1. Ландау Л. Д., Лифшиц Е. М. Теоретическая физика. — Издание 4-е, стереотипное. — М.: Наука, 1988. — Т. VI. Гидродинамика. — 736 с.
2. Евтушенко Ю.Г., Ратькин В.А. Метод половинных делений для глобальной оптимизации функции многих переменных // Техническая кибернетика – 1987. – № 1 – С. 119-127.
3. Коварцева А.Н., Попова-Коварцева Д.А. К вопросу об эффективности параллельных алгоритмов глобальной оптимизации функций многих переменных // Компьютерная оптика. 2011. – Т. 35. – № 2. – С. 256 – 262.
4. J.A. Nelder, R. Mead. A simplex method for function minimization. Computer Journal. – 1965. – vol 7. – P. 308—313.

МОНИТОРИНГ СОСТОЯНИЯ КЛЕТОЧНЫХ СУСПЕНЗИЙ МЕТОДОМ БИОИМПЕДАНСОМЕТРИИ

С.А. Акулов, Р.Ю. Дорошенко

Самарский государственный аэрокосмический университет, г. Самара

В данной работе предлагается оценить жизнеспособность клеточных суспензий посредством измерения параметров их электрических свойств. Электрические свойства суспензий могут быть представлены интерпретацией их биоэлектрического импеданса в широком диапазоне частот. Известно, что при снижении численности активных клеток отмечается увеличение

реактивной составляющей импеданса исследуемой пробы клеточной суспензии.

Проведено моделирование биоэлектрического импеданса на основе созданной электрической эквивалентной схемы замещения клеточных суспензий фибробластов с целью оценки их жизнеспособности. В связи с тем, что эквивалентная схема должна повторять частотные свойства биоэлектрического импеданса исследуемого объекта, моделирование проводится на основе определения его частотной характеристики. Особенностью биоэлектрического импеданса является то, что его составляющие имеют нелинейную зависимость от частоты. Поэтому, экспериментально определенная частотная зависимость биоимпеданса может быть аппроксимирована частотной зависимостью цепи, составленной из комбинации резистивных и емкостных элементов. Активные составляющие импеданса связаны с переносом зарядов в электрической цепи, а емкостные с явлениями разделения зарядов, происходящими вследствие поляризации.

Использование метода пространства состояний, основанного на разложении операторного импеданса в виде дробно-рационального полинома, позволяет представить модель в виде системы дифференциальных уравнений первой степени относительно переменных состояния, часто имеющих вполне определенный биофизический смысл [1]. Интерпретация этих уравнений позволяет перейти к структурному моделированию, описывающему механизмы происходящих процессов. Данный метод основан на принципах функциональной идентификации биологических объектов и предполагает тестирование объекта с помощью воздействий, позволяющих определить его передаточную функцию. В качестве входного тестирующего воздействия используется электрический ток, протекающий по исследуемому объекту, в качестве реакции – напряжение на объекте.

Модель пространства состояний связывает входной ток и выходное напряжение, регистрируемые на объекте, через переменные состояния, которые имеют размерность электрического заряда. Каждое из уравнений состояния описывает инерционный процесс формирования напряжения при изменении тока. Таким образом, переменная состояния характеризует импедансные свойства структур тканей, обладающих резистивно-емкостным сопротивлением. Можно предположить, что различные переменные состояния отражают свойства структур биологических тканей, имеющих различную способность к разделению зарядов, моделями которых являются эквивалентные RC-цепи с различной величиной постоянной времени [2].

Для клеточных суспензий фибробластов зависимость импеданса от частоты носит сложный характер. Для «низких» частот (< 1 Гц) абсолютная величина импеданса составляет сотни Ом и слабо зависит от частоты; далее, для «средних» частот (10 Гц – 1 кГц) происходит спад импеданса до уровня десятков Ом, а затем, при увеличении частоты импеданс изменяется слабо

Измерения биоэлектрического импеданса клеточных суспензий проводились в течение длительного времени. Параллельно проводилась оценка жизнеспособности исследуемых клеточных суспензий микроскопическим методом. Была выявлена зависимость параметров схемы замещения от числа жизнеспособных клеток в пробе суспензии.

Таким образом, моделирование электрического импеданса клеточных суспензий фибробластов делает возможным оценку степени их жизнеспособности. При этом процесс измерения, т.е. воздействия на пробу клеточной суспензии, осуществляется в течение действия тестирующего импульса электрического тока, что позволяет получить быструю оценку степени жизнеспособности в ходе непрерывного мониторинга.

Список использованных источников

1. Калакутский Л.И. Моделирование биоэлектрического импеданса методом синтеза эквивалентных схем замещения [Текст] / Акулов С.А., Калакутский Л.И. // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. – 2007. - № 7. - С.35-39.
2. Калакутский Л.И. Анализ состояния клеточных суспензий методом импульсной импедансометрии [Текст] / Л.И. Калакутский, С.А. Акулов // Известия ЮФУ. Технические науки. Тематический выпуск. «Медицинские информационные системы». - Таганрог: Изд-во ГТИ ЮФУ, 2009. - № 5. - С. 47-50.

ОПТОЭЛЕКТРОННОЕ УСТРОЙСТВО КОНТРОЛЯ УРОВНЯ ЖИДКОСТИ НА ОСНОВЕ ГИДРОСТАТИЧЕСКОГО ДАТЧИКА

В.Н. Астапов, В.М. Гречишников

Самарский государственный аэрокосмический университет, г. Самара

В работе рассматривается методология и схемотехника построения оптоэлектронного устройства для контроля уровня жидкости. Приведен принцип работы уровнемера и предложен метод устранения влияния изменения плотности и волнения жидкости на точность измерения уровня жидкости.

Для учета нефтепродуктов на сырьевом и товарном складе, а также при перекачках необходимо контролировать уровень нефтепродуктов в емкостях. Для таких целей разработано большое количество различных уровнемеров. Но большинство из выпускаемых приборов для контроля уровня в многотонажных емкостях не удовлетворяют своими эксплуатационными характеристиками потребителя. К приборам коммерческого применения предъявляются очень высокие требования, это и эксплуатация в широком температурном диапазоне, высокая точность, возможность снятия