

Разработанный модуль позволяет решать комплексные измерительные задачи при выполнении физических экспериментов в научных и учебных лабораториях. Разработанное ПО дает возможность обеспечивать математическую обработку полученных данных и их отображение на экране ПК в виде гистограмм, графиков, таблиц.

УДК 536.2.081.7:57.087.1

ИССЛЕДОВАНИЕ ТЕПЛОПРОВОДНОСТИ НЕОДНОРОДНЫХ БИОЛОГИЧЕСКИХ РАСТВОРОВ МЕТОДОМ ПРЯМОГО РАЗОГРЕВА ТЕРМИСТОРА

Матвиенко А.Н., Терещенко Н. Ф., Матвиенко С.Н.

Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского», Киев, Украина

Всестороннее исследование свойств биологических материалов, в том числе и их теплофизических свойств (ТФС), а в частности теплопроводности, вызывает необходимость разработки соответствующей аппаратуры и создания методик исследований. Коэффициент теплопроводности является эффективным показателем процессов различного рода, протекающих в биологических жидкостях. Так в медицине, для определения наличия и степени иммунологической зависимости применяют метод иммунотермистометрии, который заключается в сравнении отклонения ТФС смеси кровь+аллерген с теплофизическими свойствами контрольной жидкости.

К числу наиболее эффективных методов определения теплопроводности могут быть отнесены методы неразрушающего контроля. С их помощью можно получать информацию о теплопроводности при максимальном сохранении естественной структуры исследуемого биологического материала. Кроме того, с помощью неразрушающих методов может быть достигнута наиболее высокая производительность измерений, так как они не требуют трудоемкой подготовки исследуемых материалов.

По мнению исследователей [1] для определения коэффициента теплопроводности биологических материалов одним из самых эффективных методов есть метод прямого подогрева термистора, который использует способность термистора к саморазогреву при прохождении через него электрического тока. При этом коэффициент теплопроводности исследуемого материала определяется по формуле [2]

$$\lambda = \frac{P_T}{4\pi r \Delta T}, \quad (1)$$

где λ – коэффициент теплопроводности исследуемой жидкости, Вт/(м К); P_T – мощность термистора, Вт; r – радиус термистора, м; ΔT – температура разогрева термистора, °С.

Наличие оболочки у термистора вызывает необходимость введения в расчетную формулу

1. Джексон Р.Г. Новейшие датчики. Москва: Техносфера, 2007. –384 с.
2. Датчики для измерения параметров движения на основе MEMS-технологии. Часть 1. Инерциальные датчики средней точности. А. Тузов. //Электроника:наука, технология, бизнес. №1. – 2011.

(1) дополнительных коэффициентов пропорциональности, которые определяются путем тестирования термисторов с применением эталонных жидкостей с известными ТФС.

Учитывая этот факт формула приобретает вид [2, 3]

$$\lambda_{\text{д.р.}} = \frac{P_T}{4\pi r (\Delta T_e - \Delta T_0) * \frac{1}{K_0}}, \quad (2)$$

где $\lambda_{\text{д.р.}}$ – коэффициент теплопроводности исследуемой жидкости, Вт/(м.К); P_T – мощность термистора, Вт; r – радиус термистора, м; ΔT_e – измеренная с помощью исследовательской установки температура разогрева термистора, °С; ΔT_0 – температура разогрева термистора, вызванная наличием оболочки у термистора и измеренная в результате калибровочных тестов с использованием эталонных жидкостей, °С; K_0 – коэффициент пропорциональности, который определяется в результате калибровочных тестов с использованием эталонных жидкостей. Он характеризует чувствительность термисторного зонда к значению коэффициента теплопроводности исследуемой жидкости, в которую помещен зонд.

В данной работе рассмотрены результаты измерений смеси крови и физраствора (0,9% раствор NaCl в дистиллированной воде), который имеет ТФС близкие к ТФС жидких аллергенов. Смесь является комплексной по составу и может со временем разделяться на фракции. Измерения коэффициента теплопроводности проводились с помощью исследовательской установки (рис.1), которая предварительно калибруется на эталонных жидкостях с известными коэффициентами теплопроводности. Установка имеет два измерительных зонда, измерительный блок и термостат. Обработка результатов измерений осуществляется с помощью персонального компьютера, подключенного к измерительному блоку.

Исследуемые жидкости в объеме 350 мкл размещаются в пробирке, помещенной в термостат. Он нагревает исследуемые смеси до темпе-

ратуры +36 °С. После нагревания оператор погружает в измерительную среду термисторные зонды, включенные по мостовой схеме, и запускает начало измерения на ПК.

После получения команды о начале измерения микроконтроллер измерительного блока, с помощью ключа, подает напряжение на измерительные мосты в течение 6 секунд. Электрический ток, протекающий через термистор нагревает его изменяя температуру термистора. Собственная температура термистора пропорциональна коэффициенту теплопроводности жидкости в которую он погружен. Изменение температуры приводит к изменению сопротивления термистора, а следовательно и к разбалансу измерительного моста. Разница потенциалов измерительной диагонали моста измеряется с помощью аналогово-цифровых преобразователей и в цифровом виде подается в микроконтроллер, где он проходит предварительную статистическую обработку и хранится как массив данных до конца измерительного цикла.

В течение следующих 20 секунд на измерительный мост не поступает напряжение, и термистор охлаждается. Поэтому время выполнения одного цикла составляет 26 секунд. Во время охлаждения термистора происходит передача результатов первого цикла в ПК через интерфейс USB.



Рисунок 1

Исследования были проведены с использованием смеси крови и физраствора в пропорции 1:1 10 пациентов. Измерения проводились сеансами по 10 мин. двумя зондами одновременно (количество сеансов -10) в трех положениях термистора:

- в верхней части пробирки, где находятся более легкие фракции смеси;
- в нижней части пробирки, где осели более тяжелые фракции;

- на границе раздела фракций.

Результаты измерений приведены в таблице на рис. 2.

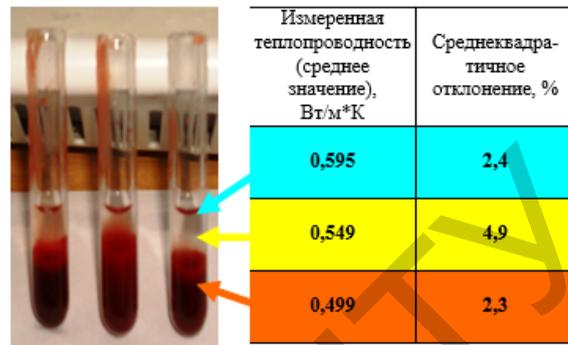


Рисунок 2

Выводы. Исследования обусловлены необходимостью разработки методики измерений ТФС биологических материалов. Смесь крови и физраствора по истечению некоторого времени после смешивания разделяется на слои с различными ТФС, что затрудняет процесс точного измерения. По данным измерений выяснилось, что измеренное значение теплопроводности смеси кровь+физраствор в верхней части пробирки больше на ~12% от значения, измеренного в нижней части пробирки, тогда как среднеквадратичное отклонение приблизительно одинаковое. Среднеквадратичное отклонение значения на границе раздела почти в два раза больше, что объясняется нестабильным положением термистора относительно границы раздела. Таким образом, измерение и сравнение ТФС различных неоднородных жидкостей можно проводить путем сравнения ТФС разделенных фракций жидкости или, если это возможно, при постоянном перемешивании исследуемой жидкости. При измерении ТФС и одновременном перемешивании следует учитывать явление конвекции, которое будет влиять на результат измерений.

1. M. F. van Gelder A thermistor based method for measurement of thermal conductivity and thermal diffusivity of moist food materials at high temperatures: Dissertation of Doctor of Philosophy in Biological Systems Engineering / Maarten F. van Gelder. – Blacksburg, Virginia, 1998. – 160 p.
2. S. Matvienko, S. Vysloukh, O. Martynchuk Increasing accuracy of measuring thermal conductivity of liquids by using the direct heating thermistor method / Eastern-European Journal of Enterprise Technologies. – 2016. – Vol. 4, No.5(82). - P. 20-30.
3. S. Matvienko, S. Vysloukh, O. Martynchuk Determination thermal and physical characteristics of liquids using pulse heating thermistor method // International Journal of Engineering Research and Science. – 2016. – Vol.2, Iss. 5. – P.250-258.