

**РАЗРАБОТКА МЕТОДА И ПРИБОРА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ РЕОЛОГИЧЕСКИХ СВОЙСТВ КРОВИ**

Топоев А. Б.

Научный руководитель: Аристов А. А., доцент, к.т.н.  
Национальный исследовательский Томский политехнический университет  
634050, Россия, г. Томск, пр. Ленина, 30  
E-mail: abt1@tpu.ru

**DEVELOPMENT OF METHOD AND DEVICE FOR RESEARCH OF BLOOD RHEOLOGICAL PROPERTIES**

Топоев А. В.

Scientific Supervisor: Associate Prof., PhD Aristov A. A.  
Tomsk Polytechnic University  
Russia, Tomsk, Lenin ave., 30, 634050  
E-mail: abt1@tpu.ru

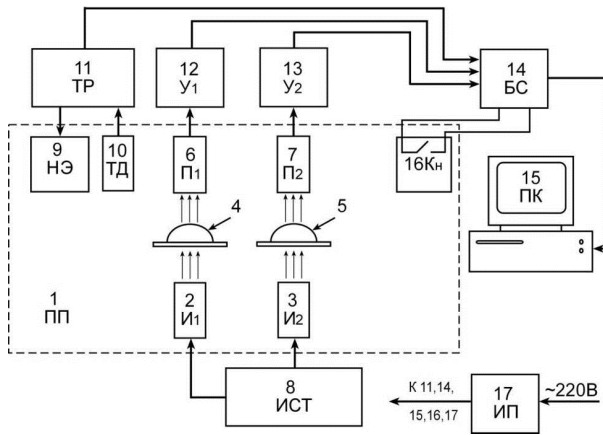
*Разработка метода и прибора для исследования реологических свойств крови позволит проводить экспериментальные исследования по апробации различных лабораторных клинических тестов с использованием образцов биологических жидкостей малых объемов. В статье приводится описание модернизации прибора путём разработки более совершенной системы термостабилизации камеры первичного преобразования, что позволит поддерживать стабильно необходимую температуру в 37°C внутри камеры. Для данных целей была разработана модель теплофизических процессов в среде COMSOL и содана программно-управляемая система термостабилизации.*

*The development of a method and device for research of blood rheological properties will allow to conduct experimental studies on approbation of various laboratory clinical tests using samples of biological fluids of small volumes. This article describes the modernization of the device by developing a more perfect thermostabilization system of the primary conversion chamber, which will allow to maintain a stable required temperature is 37°C inside the chamber. For these purposes, a model of thermophysical processes in the COMSOL and a program-controlled thermal stabilization system were created.*

Успехи в области сердечно-сосудистой медицины и хирургии, а также внедрение новых методов измерения и контроля привели к значительному прогрессу в области исследования гемодинамики и гемореологии за последние 30 лет. Гемодинамические и гемореологические свойства крови во многом зависят от механических свойств крови, которые определяются поведением эритроцитов, их склонностью к образованию агрегатов и их общей способности к деформации. По параметрам реологии можно судить о микрососудистых расстройствах, которые являются контрастирующими проявлениями патофизиологического кровотока [1].

Принцип действия разрабатываемого прибора для исследования реологических свойств крови основан на преобразовании первичным фотоэлектрическим преобразователем коэффициента пропускания анализируемой биологической пробы в виде лежащей капли в электрический сигнал, пропорциональный уровню светового потока прошедшего через пробу с последующей обработкой выходных сигналов с помощью электронного блока устройства. На рисунке 1 представлена структурная схема существующего устройства [2]. Нагревательный элемент (НЭ), термодатчик (ТД), терморегулятор (ТР) вместе образуют систему термостабилизации. Недостатком существующей системы термостабилизации является невысокая точность поддержания температуры ( $\pm 0.5^\circ\text{C}$ ) и достаточно длительный (20-30 мин) выход прибора на рабочий режим (время нагрева устройства).

Соответственно, задачей модернизации устройства являлось улучшение данных характеристик. Прежняя система термостабилизации базировалась на аналоговом управлении нагревательным устройством. Было предложено использовать управление температурой на основе микроконтроллерного управления.



1 – камера первичного преобразователя; 2, 3 – источники излучения; 4, 5 – капельные образцы; 6, 7 – приемники излучения; 8 – источник стабильного тока; 9 – нагревательный элемент; 10 – термодатчик; 11 – терморегулятор; 12, 13 – усилители; 14 – блок сопряжения; 15 – персональный компьютер; 16 – кнопочный выключатель; 17 – источник питания

Рис. 1. Структурная схема прибора для исследования реологических свойств крови [3]

На рис. 2. представлена принципиальная схема такого устройства. Термодатчик представляет собой термистор включенный в мостовую схему. Подстроечный резистор необходим для установления значения, при котором наблюдается баланс моста, т.е. отсутствия выходного напряжения. Баланс моста соблюдается при температуре в 45°C. Такое значение температуры установлено из соображений того, что температура внутри камеры не достигнет 45°C. Выход термодатчика подключен к аналоговым входам PA1, PA2 микроконтроллера STM32F100. Данный микроконтроллер выбран прежде всего исходя из разрядности АЦП (12 бит) и, соответственно, шага квантования, который данный АЦП может обеспечить. Ниже приведены расчёты показывающие обоснованность применения 12-разрядного АЦП.

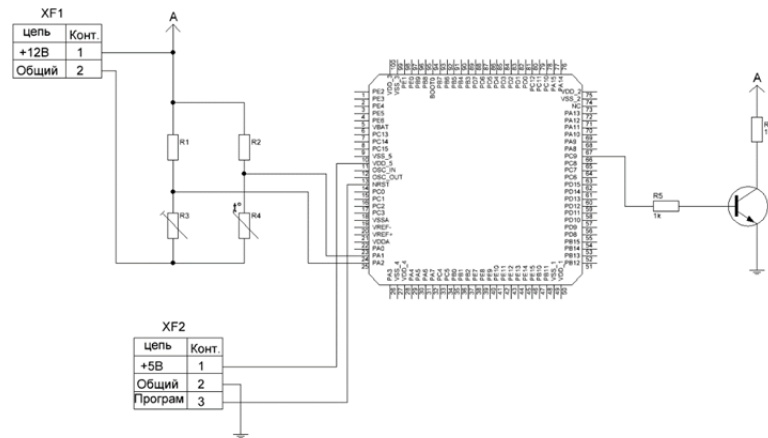


Рис. 2. Принципиальная схема системы термостабилизации

$$U_{\text{вых}} = \left( \frac{R_T}{R_T + R_2} - \frac{R_{\text{п}}}{R_{\text{п}} + R_1} \right) \cdot U_{\text{пит}} \quad (1)$$

где  $U_{\text{вых}}$  – выходное напряжение с моста,  $R_T$  – сопротивление терморезистора,  $R_{\text{п}}$  – сопротивление подстроечного резистора,  $R_1 = R_2 = 10 \text{ кОм}$ ,  $U_{\text{пит}} = 12 \text{ В}$ .

Баланс моста соблюдается при 45°C, соответственно, при данной температуре, исходя из таблицы зависимости сопротивления от температуры для термистора B57045K, получаем следующие значения:

При 45°C  $R_{\text{п}} = R_T = 4,6357 \text{ кОм}$  (данное равенство необходимо для соблюдения баланса моста) и, соответственно,  $U_{\text{вых}} = 0$ . При 40°C  $R_T = 5,5747 \text{ кОм}$  и используя формулу (1) получаем  $U_{\text{вых}} = 0,49 \text{ В}$ . При

35°C  $R_T = 6,7341$  кОм, соответственно,  $U_{\text{вых}} = 1,02$  В. При 30°C  $R_T = 8,1778$  кОм;  $U_{\text{вых}} = 1,598$  В. При 25°C  $R_T = 10$  кОм,  $U_{\text{вых}} = 2,1996$  В.

Далее получили изменение напряжений мостового преобразователя для нескольких диапазонов температур приходящееся на изменение температуры в 0,05°C.

$$\Delta U_{\text{вых}}(45^\circ\text{C} - 40^\circ\text{C}) = \frac{U_{\text{вых}}(45^\circ\text{C}) - U_{\text{вых}}(40^\circ\text{C})}{100} = 4,9 \text{ мВ}$$

$$\Delta U_{\text{вых}}(40^\circ\text{C} - 35^\circ\text{C}) = \frac{U_{\text{вых}}(40^\circ\text{C}) - U_{\text{вых}}(35^\circ\text{C})}{100} = 5,3 \text{ мВ}$$

$$\Delta U_{\text{вых}}(35^\circ\text{C} - 30^\circ\text{C}) = \frac{U_{\text{вых}}(35^\circ\text{C}) - U_{\text{вых}}(30^\circ\text{C})}{100} = 5,78 \text{ мВ}$$

$$\Delta U_{\text{вых}}(30^\circ\text{C} - 25^\circ\text{C}) = \frac{U_{\text{вых}}(30^\circ\text{C}) - U_{\text{вых}}(25^\circ\text{C})}{100} = 6,02 \text{ мВ}$$

Исходя из данных выражений, минимальное изменение напряжения, которое нужно зарегистрировать равно 4,9 мВ. Шаг квантования 12-разрядного АЦП при  $U_{\text{пит}} = 5$  В, составляет:  $\frac{5\text{В}}{2^{12}} = \frac{5\text{В}}{4096} = 1,2 \text{ мВ}$

Таким образом, шага квантования 12-разрядного АЦП достаточно для регистрации температуры в камере первичного с преобразователя с точностью 0,05°C.

На основании сигнала АЦП контроллер, согласно алгоритму управления и заданному закону регулирования, на выходе РС9 формирует импульсы заданной длительности (ШИМ регулятор) поступающие на транзистор Т1. Транзистор играет роль силового ключа, который регулирует работу нагревателя, а именно резистора R6.

Для оценки мощности, требуемой для нагрева измерительной камеры, а также чтобы определить наиболее оптимальное расположение нагревателей в камере первичного преобразования, было проведено теплофизическое моделирование камеры первичного преобразователя в среде COMSOL.

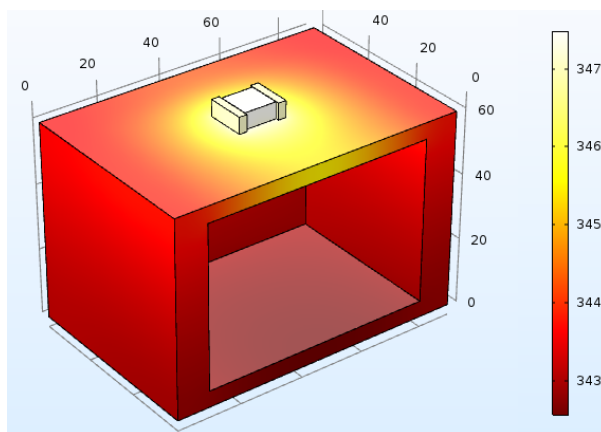


Рис. 3. Моделирование теплофизического процесса нагрева камеры (температура в Кельвинах)

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Advances in Hemodynamics and Hemorheology, T.V. How [ed.], JAIPressInc. 1996.
2. Аристов А.А., Рафальский А.С., Жогло Е.В. Устройство для исследования оптических свойств капельных проб. Патент РФ на полезную модель № 113011. 2012.