

6. Dulnev G. N. *Teplo- i massoobmen v radioelektronnoy apparature* [Heat and mass transfer in electronic equipment]. Moscow, Vysshaya shkola, 1984. 247 p.
7. Zatylnik A. V., Leonov A. G., Yurkov N. K. Upravlenie issledovaniyami modeley radiotekhnicheskikh ustroystv na etape proektirovaniya [Research management of models of radiotechnical devices at the design phase]. *Prikaspiyskiy zhurnal: upravlenie i vysokie tekhnologii* [Caspian Journal: Management and High Technologies], 2012, no. 1, pp. 138–142.
8. Kandyrin Yu. V., Khvatynets S. A. Avtomatizirovanny mnogokriterialnyy vybor sistemy okhlazhdeniya protsessorov [Automated multi-criteria choice of processor cooling system]. *Izvestiya Volgogradskogo gosudarstvennogo tekhnicheskogo universiteta* [News of Volgograd State Technical University], 2007, no. 1, pp. 77–82.
9. Norenkov I. P. *Osnovy avtomatizirovannogo proektirovaniya* [Bases of automated design]. Moscow, Bauman Moscow State Technical University Publ., 2009. 336 p.
10. Persov B. Z. *Raschet i proektirovanie eksperimentalnykh ustanovok* [Calculation and design of experimental setups]. Moscow – Izhevsk, 2006. 348 p.
11. Tartakovskiy A. M. *Kraevye zadachi v konstruirovanii radioelektronnoy apparatury* [Boundary-value problems in the design of radioelectronic equipment]. Saratov, Saratov University Publ., 1984. 132 p.
12. Chernorutskiy I. G. *Metody optimizatsii v teorii upravleniya* [Optimization methods in control theory]. Saint Petersburg, 2004. 256 p.
13. Kuan Y. D., Lien H. C. The integration of the neural network and computational fluid dynamics for the heatsink design. *Lecture Notes in Computer Science*, 2005, vol. 3498, no. 3, pp. 933–938.
14. Oueslati R. B., Therriault D., Martel S. PCB-integrated heat exchanger for cooling electronics using microchannels fabricated with the direct-write method. *IEEE Transactions on Components and Packaging Technologies*, 2008, vol. 31, no. 4, pp. 869–874.

УДК 616.71

МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ БИОЛОГИЧЕСКОГО ОБЪЕКТА И СРЕДСТВА ИЗМЕРЕНИЯ ТЕМПЕРАТУРЫ

Статья поступила в редакцию 10.11.2013, в окончательном варианте 27.11.2013.

Чувькин Борис Викторович, доктор технических наук, профессор, Пензенский государственный университет, 440026, Российская Федерация, г. Пенза, ул. Красная, 40, e-mail: chuvykin_bv@mail.ru

Долгова Ирина Анатольевна, кандидат технических наук, доцент, Пензенский государственный университет, 440026, Российская Федерация, г. Пенза, ул. Красная, 40, e-mail: dolgovaig@mail.ru

Еременко Алексей Владимирович, кандидат технических наук, доцент, Пензенский государственный университет, 440026, Российская Федерация, г. Пенза, ул. Красная, 40

Статья посвящена решению задачи разработки имитационной модели процесса взаимодействия чувствительного элемента датчика температуры (ДТ) с биологическим объектом. При моделировании учитывается эффект биологической обратной связи (БОС), который применяется в работе ДТ для сокращения времени измерения температуры.

Объектом исследования является процесс теплообмена между чувствительным элементом ДТ и поверхностью кожи человека, а также система регулирования интенсивности кровотока в капиллярах кожи. В качестве метода исследования использовано имитационное моделирование с применением MATLAB Simulink.

Представлен набор элементов структуры имитационной модели, которая содержит все основные компоненты в виде распределенных RC-цепей, источников тока и напряжения, а также элементы, имитирующие процессы управления кровотоком в капиллярах. Приведены результаты имитационного моделирования, объясняющие уменьшение времени измерения температуры биологического объекта за счет использования эффекта БОС.

Ключевые слова: биологическая обратная связь, биологический объект, средство измерения температуры, имитационная модель, датчик температуры, имитационное моделирование, MATLAB Simulink

**MODELING INTERACTION PROCESS BETWEEN
THE BIOLOGICAL OBJECT AND MEANS MEASURING OF TEMPERATURE**

Chuvykin Boris V., D.Sc. (Engineering), Professor, Penza State University, 40 Krasnaya St., Penza, 440026, Russian Federation, e-mail: chuvykin_bv@mail.ru

Dolgova Irina A., Ph.D. (Engineering), Associate Professor, Penza State University, 40 Krasnaya St., Penza, 440026, Russian Federation, e-mail: dolgovair@mail.ru

Yeremenko Aleksey V., Ph.D. (Engineering), Associate Professor, Penza State University, 40 Krasnaya St., Penza, 440026, Russian Federation

The article is devoted to the task of developing a simulation model of interaction the sensor temperature with a biological object. The simulation takes into account the effect of, which is used in the encoder to reduce the time of temperature measurement.

The object of research is the process of heat transfer between the sensor and the human skin temperature, as well as the regulatory system of blood flow intensity in the skin capillaries. As a method of research used simulation software tool MATHLAB Simulink.

The structure of the set of a simulation model that contains all the basic components in a distributed RC-circuits, current and voltage sources, elements that mimic the processes of control capillary blood flow are showed. The simulation results to explain the reduction of the time temperature measurement of a biological object by using the biology feedback are given.

Keywords: biology feedback, biological object, means measuring of temperature, simulation model, temperature sensor, simulation modeling, MATHLAB Simulink

Измерение температуры биологического объекта является одной из наиболее частых задач диагностики. Для ее решения имеются различные приборы, выпускаемые целым рядом зарубежных и отечественных фирм: SAAT (Израиль), OMRON (Япония), фирма ООО «ЭЙ энд ДИ РУС» (Россия) и др. Однако существующие ДТ (ртутные, спиртовые, терморезистивные) обладают невысоким быстродействием, а инфракрасные – недостаточной точностью, для решения задач мониторинга в режиме реального времени. Эти недостатки оказываются особенно существенными при необходимости проведения массовых измерений – например, в период эпидемий. Преодолеть их можно, если использовать метод измерения температуры, в рамках которого осуществляется активный нагрев термочувствительного элемента в момент касания поверхности кожи. Эффект уменьшения времени измерения без снижения точности, достигается за счет того, что от воздействия тепла резко увеличивается кровоток через капилляры кожи [3], что объясняется влиянием БОС. При этом происходит быстрое охлаждение чувствительного элемента (ЧЭ) ДТ до температуры поверхности кожи человека, а затем происходит процесс установления теплового баланса между ЧЭ и температурой тела человека [2, 5].

При проектировании данного класса измерительных приборов наиболее сложной задачей является математическое описание процесса теплообмена, который из-за изменения интенсивности кровотока носит нелинейный характер. Традиционно для моделирования процессов теплообмена используют имитационные модели в виде распределенных RC-цепей, источников тока и напряжения. В данном случае такие модели необходимо дополнить элементами (рецепторами тепла) управления кровотоком капилляров.

Целью работы было создание имитационной модели процессов теплообмена между биологическим объектом и средством измерения температуры, в которой учитывается влияние БОС.

Структура имитационной модели представлена на рис. 1.

Имитационная модель включает в себя: модель ДТ, модель биологического объекта, состоящего из внешнего слоя кожи (эпидермиса), взаимодействующего с внешней средой и

термочувствительным элементом датчика, и модель функционирования БОС (внутренних слоев кожи: дермы и подкожной жировой клетчатки, капиллярной системы и термочувствительных рецепторов). Блок «ядро» тела моделирует внутренние органы, температура которых считается постоянной во времени за счет процесса терморегуляции биологического объекта.

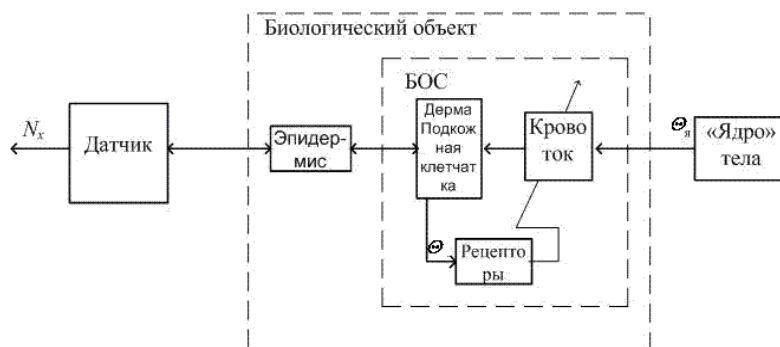


Рис. 1. Структура имитационной модели

При моделировании процессов теплообмена использовалась следующая формализация: модель эпидермиса с толщиной слоя x_0 , представлялась в виде дискретной электрической RC -цепи из N элементов (рис. 2), где $\Delta R = R/N$ – сопротивление (теплопроводность) элемента; $\Delta C = C/N$ – емкость (теплоемкость) элемента; Δx – длина элемента ($\Delta x = x_0/N$); $U(t, x)$ – напряжение, соответствующее текущей температуре элемента эпидермиса; $i(t, x)$ – ток, соответствующий тепловому потоку; $E(t)$ – э.д.с., соответствующее температуре внешней среды; Z_n – комплексное сопротивление следующего участка эпидермиса.

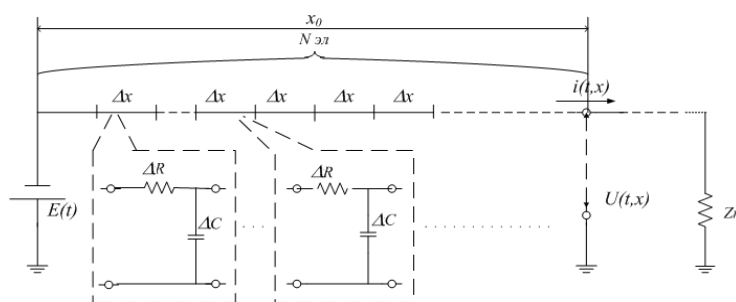


Рис. 2. Модель в виде электрической RC -цепи

В качестве среды разработки имитационной модели было выбрано средство визуального программирования MATLAB Simulink. Этот подход к созданию имитационной модели представляется более простым по сравнению с моделированием на основе системы нелинейных дифференциальных уравнений, которые решаются численными методами (одномерная задача) на основе явных или неявных разностных схем по времени.

В установившемся (стационарном) режиме процесс теплопередачи описывается упрощенной моделью без емкостных элементов (рис. 3), где R_θ – теплопроводность ядра тела человека, имеющего в норме температуру $37,2^\circ\text{C}$ при температуре тела человека $36,6^\circ\text{C}$ [4]; R_κ – теплопроводность кожи (принята для температуры 34°C); $R_{вн.с}$ – теплопроводность внешней среды (принята для температуры 24°C).

R_0 – теплопроводность контакта между ЧЭ и корпусом датчика, имеющего температуру E_0 ; $R_{чэ}$, $C_{чэ}$ – теплопроводность и теплоемкость ЧЭ; $E_{чэ}$ – температура ЧЭ датчика в момент касания; $R_{мк}$ – сопротивление теплового контакта корпус датчика – ЧЭ; $I(t)$ – управляемый источник тока для нагрева ЧЭ. Состояние $F = 1$ ключей $Kл1$, $Kл2$, $Kл3$ – начало процесса измерения (момент касания ЧЭ поверхности кожи). При этом ключи $Kл1$ и $Kл3$ размыкаются, $Kл2$ замыкается.

Таким образом, предложенный набор элементов структуры (рис. 1) содержит все основные компоненты, необходимые для моделирования процесса взаимодействия ЧЭ с биологическим объектом на физическом уровне с учетом влияния БОС.

Ниже на рис. 6 приведены графики экспериментальных зависимостей для показаний ртутного термометра от времени для нескольких вариантов с различными начальными температурами ЧЭ (влияние БОС отсутствует, так как начальная температура ЧЭ меньше $32\text{ }^{\circ}\text{C}$). Эти графики могут быть описаны формулой вида:

$$\Theta(t) = \Theta(t_0) + (36,6 - \Theta(t_0))(1 - \exp(-t/\tau)), \quad (4)$$

где $\Theta(t_0)$ – начальная температура ЧЭ для момента времени $t_0 = 0$; τ – постоянная времени переходного процесса (около 30 с). Результаты этих экспериментов были использованы при разработке имитационной модели.

На рис. 7 представлена часть осциллограммы изменения температуры ЧЭ для модели, реализованной в MATLAB Simulink, имитирующей использование в качестве ЧЭ термистора B57311V2101 H066 с начальной температурой $\Theta_{чэ} = 48\text{ }^{\circ}\text{C}$. Отличие графика переходного процесса на рис. 7 от графика на рис. 6 объясняется влиянием БОС на процесс теплообмена между биологическим объектом и средством измерения температуры.

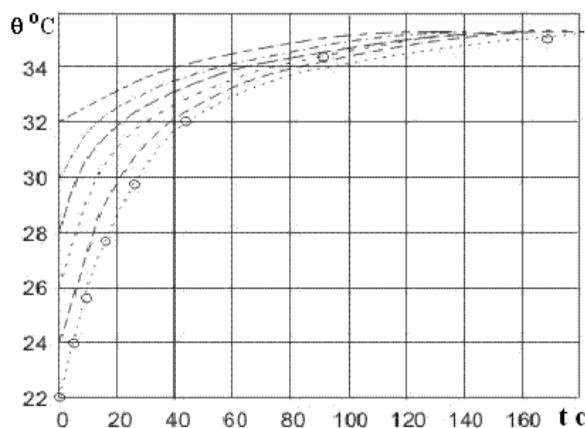


Рис. 6. Графики переходных процессов при начальной температуре термометра ниже измеряемой температуры

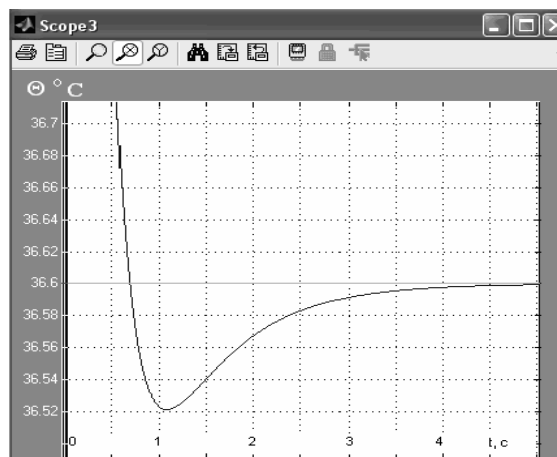


Рис. 7. График переходного процесса при начальной температуре ЧЭ выше измеряемой температуры

В момент касания ЧЭ поверхности тела человека, за счет теплоизоляции, предусмотренной в конструкции датчика, прекращается теплоотдача в окружающую среду участка кожи, с которым контактирует ЧЭ (начальная температура кожи принята равной $34\text{ }^{\circ}\text{C}$ – см. рис. 3). Поскольку теплоемкость ЧЭ выбирается соизмеримой (меньшей), чем теплоемкость участка кожи, с которым он взаимодействует, то за короткий период происходит снижение температуры термистора ниже температуры тела ($36,6\text{ }^{\circ}\text{C}$).

Воздействие нагретого ЧЭ «ощущается» термочувствительными рецепторами кожи с запаздыванием порядка 1 с, поскольку эти рецепторы находятся в нижнем слое кожи, теплопроводность которой конечна. В результате теплового воздействия на эти рецепторы рефлекторно происходит резкое увеличение капиллярного кровотока, имеющего температуру 36,6 °С. Как следствие обеспечивается достаточно быстрое (всего за 5 с – см. рис. 7) установление теплового баланса между телом человека и ЧЭ.

Описанные процессы объясняют перегиб графика для температуры ЧЭ на рис. 7, который обусловлен изменением направления теплопереноса – вначале от ЧЭ к участку кожи с которой он контактирует, а затем от нагретых кровью капилляров к поверхности кожи и ЧЭ.

Рассмотренная имитационная модель была использована при разработке макета быстродействующего ДТ (для выбора типа ЧЭ и конструкции ДТ, а также для оптимизации алгоритма измерения). При этом было установлено, что для варианта работы ДТ с использованием эффекта БОС, время измерения температуры тела человека для режима «норма» без потери точности измерения сократилось с 30 до 5 секунд [1]. Результаты этих лабораторных экспериментов подтвердили данные, полученные в ходе имитационного моделирования в среде визуального программирования MATLAB Simulink.

Список литературы

1. Долгова И. А. К вопросу о моделировании процесса микроциркуляции крови в коже / И. А. Долгова, Б. В. Чувькин // Инновационные технологии в экономике, информатике, медицине и образовании : сб. тез. докл. IV Межрегион. науч.-практ. конф. – Пенза, 2007, С. 96–98.
2. Иванов К. П. Физиология терморегуляции / К. П. Иванов, О. П. Минут-Сорохтина, Е. В. Майстрах и др. – Ленинград : Наука, 1984. – 470 с.
3. Лучаков Ю. И. Перенос тепла кровью: сопоставление расчетных и экспериментальных данных. / Ю. И. Лучаков, Н. Г. Камышев, П. Д. Шабанов // Обзоры по клинической фармакологии и лекарственной терапии.– 2009. – Т. 7, № 4. – С. 3–20.
4. Redisch W. Skin temperature response of normal human subjects to various conditions / W. Redisch. – Dallas, 2013. – P. 862–867.
5. Soderstrom T. Involvement of sympathetic nerve activity in skin blood flow oscillation in humans / T. Soderstrom // Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol. – 2003. – № 284. – P. 1638–1646.

References

1. Dolgova I. A., Chuvykin B. V. K voprosu o modelirovanii protsessa mikrotsirkulyatsii krovi v kozhe [To the problem of modeling the process of blood microcirculation in skin]. *Innovatsionnye tekhnologii v ekonomike, informatike, meditsine i obrazovanii: sbornik tezisy dokladov IV Mezhregionalnogo nauchno-prakticheskogo konferentsii* [Innovative technologies in economics, computer science, medicine and education: Proceedings of the IV Interregional Scientific-Practical Conference]. Penza, 2007, pp. 96–98.
2. Ivanov K. P., Minut-Sorokhtina O. P., Maystrakh Ye. V. *Fiziologiya termoregulyatsii* [Physiology of thermoregulation]. Leningrad, Nauka, 1984.
3. Luchakov Yu. I., Kamyshev N. G., Shabanov P. D. Perenos tepla krovyu: sopostavlenie raschetnykh i eksperimentalnykh dannykh [Blood heat transfer: a comparison of the calculated and experimental data]. *Obzory po klinicheskoy farmakologii i lekarstvennoy terapii* [Reviews of Clinical Pharmacology and Drug Therapy], 2009, vol. 7, no 4, pp. 3–20.
4. Redisch W. *Skin temperature response of normal human subjects to various conditions*. Dallas, 2013, pp. 862–867.
5. Soderstrom T. Involvement of sympathetic nerve activity in skin blood flow oscillation in humans. *Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol.*, 2003, no. 284, pp. 1638–1646.