

Полупроводниковые термоэлектрические устройства для диагностических исследований

К.А. ГАФУРОВ, д-р техн. наук, проф. Т.А. ИСМАИЛОВ
Дагестанский государственный технический университет

The method of holding of diagnostic researches is designed, on the basis of semiconductor thermoelectric devices. The mathematical models of operation of designed devices are reduced. The procedure of holding of researches of velocity of fluxion(current) of blood of the man is circumscribed.

Изменение температуры участка тела человека приводит к постепенному изменению температуры соседних с ним участков за счет теплопередачи тканей и теплопереноса кровотоком. Регистрация динамики температурных полей позволяет определить теплофизические параметры сердечно-сосудистой системы. При диагностике сердечно-сосудистой системы важное значение имеет определение скорости кровотока, которая оказывает существенное влияние на протекание многих процессов в биологических тканях. Существующие методы измерения скорости крови в сосудах либо слишком сложны и дорогостоящи, либо не обладают достаточной точностью. Для получения интегральной оценки состояния кровотока разработана методика определения реакции организма на тепловое воздействие.

В качестве источника теплового воздействия целесообразно использовать полупроводниковые термоэлектрические устройства, позволяющие осуществлять как нагрев, так и охлаждение выбранных участков на человеческом теле [5]. В качестве датчиков температуры также используются полупроводниковые термоэлектрические модули, работающие в режиме термогенератора и позволяющие с высокой точностью проконтролировать величину и конфигурацию температурных полей. Применение компьютера позволяет автоматизировать весь процесс измерения теплофизических параметров сердечно-сосудистой системы и повысить эффективность процедуры.

Методика диагностирования скорости кровотока заключается в формировании заданного локального теплового воздействия устройством прецизионного формирования теплового потока (УПФТП) и контроле реакции тканей человеческого организма

устройством прецизионного измерения температуры теплового потока (УПИТТП) [1]. Причем возможны раздельное формирование теплового воздействия на локальном участке и дискретный анализ отдельными датчиками как динамической, так и статической температурной поверхности вблизи контролируемых органа и ткани. Также возможно совмещение функций воздействия и контроля в одном устройстве, работающем в циклическом режиме: попеременно формирование теплового воздействия и контроль реакции организма.

Конструкция устройства прецизионного измерения температуры тепловых потоков приведена на рис. 1. Устройство состоит из цилиндрического корпуса, изготовленного из теплоизолирующего материала (например, пенопласт, эпоксидная смола и др.), внутри которого расположены первая полупроводниковая термоэлектрическая батарея 1, выполняющая функцию температурного компаратора, вторая полупроводниковая термоэлектрическая батарея 2 (матрица термоэлементов) и третья полупро-

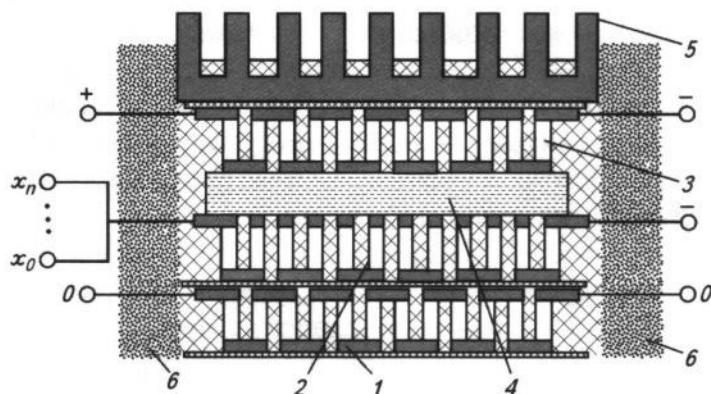


Рис. 1. Конструкция устройства прецизионного измерения температуры тепловых потоков

водниковая термоэлектрическая батарея 3. Причем между второй и третьей полупроводниковыми термоэлектрическими батареями расположен контейнер 4 с веществом, находящимся в состоянии фазового перехода. Для отвода тепла с горячих спаев третьей полупроводниковой термоэлектрической батареи 3 используются воздушные теплоотводы 5. Повышение точности измерения достигается методом компенсации теплоты объекта исследования на первой полупроводниковой термоэлектрической батарее 1 (температурном компараторе) [2], содержащей большое количество термоэлементов, соединенных последовательно [4].

Рабочей функцией такого температурного компаратора является точная регистрация тождества температур на обоих спаях. В этом случае разность потенциалов на полупроводниковой термоэлектрической батарее отсутствует. Для формирования прецизионных значений температуры на каждый термоэлемент подается фиксированное значение электрического тока, таким образом отдельно взятый термоэлемент создает заданный тепловой поток. Коммутация термоэлементов осуществляется через ПЭВМ. Для формирования дозированного теплового воздействия на термоэлектрическую батарею ПЭВМ подается цифровой код, соответствующий необходимому набору цифровых разрядов для получения заданной величины температуры на матрице термоэлементов.

Для формирования дозированного теплового воздействия было разработано устройство прецизионного формирования тепловых потоков (рис. 2). Устройство состоит из теплоизолирующего цилиндрического корпуса 1, внутри которого расположена матрица термоэлементов 2, нижний спай которой непосредственно соприкасается с объектом воздействия 3, а верхний спай термостатируется веществом 4, находящимся в состоянии фазового перехода. Термостатирование одного спая позволяет выполнить точное формирование температуры нижнего спая.

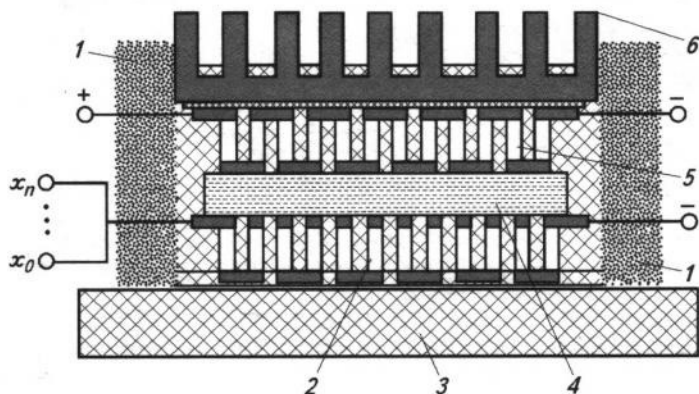


Рис. 2. Конструкция устройства прецизионного формирования тепловых потоков

В качестве вещества, находящегося в состоянии фазового перехода, используется плавящийся парафин. Постоянную температуру парафина поддерживает полупроводниковая термоэлектрическая батарея 5, для теплообмена которой с окружающей средой применяется теплоотвод 6.

Таким образом, термоэлектрическая батарея 5 всегда работает для компенсации теплового потока с матрицы термоэлементов 2. Кроме того, термоэлектрическая батарея 5 позволяет скомпенсировать воздействие нестационарной температуры окружающей среды. Подача тока на термоэлементы матрицы может осуществляться поразрядным методом либо поэлементным методом питания термоэлементов.

Устройство формирования прецизионных значений температуры функционирует следующим образом. ПЭВМ через ключевые устройства подает на матрицу термоэлементов 2 напряжение, которое соответствует заданной температуре формируемого теплового потока. Таким образом, погрешность определяется величиной цифрового разряда термоэлектрического устройства минимальной мощности [3].

При математическом моделировании рассматривались основные процессы, протекающие в разработанных устройствах при прохождении тока через термоэлемент, — эффекты Пельтье, Зеебека, Томсона и выделение теплоты Джоуля.

Выделяемое на одном спае термоэлемента тепло Пельтье определяется в некоторых работах следующим образом:

$$q_n = \alpha_0 I T_0,$$

где α_0 — коэффициент термо-ЭДС холодного спая;

I — сила тока;

T_0 — температура холодного спая.

На противоположном торце термоэлемента тепло Пельтье суммируется с приходящим из глубины ветви тепловым потоком q_r . Это тепло отдается во внешнюю среду посредством теплоотвода.

$$q_r = -\bar{\chi} S_0 \frac{dT}{dx} \Big|_{x=0} = -I \left(\frac{\bar{\tau} \Delta T - IR}{\exp\left(\frac{I \bar{\tau}}{k}\right) - 1} + \frac{\bar{k} R}{\bar{\tau}} \right),$$

где $\bar{\chi}$ — среднее значение удельной теплопроводности;

S_0 — площадь ветви термоэлемента;

$\bar{\tau}$ — средний коэффициент Томсона;

ΔT — перепад температуры;

R — электрическое сопротивление ветви термоэлемента;

k — теплопроводность.

Таким образом, уравнение теплового баланса холодной стороны имеет вид

$$q_0 = \alpha_0 I T_0 - I \left(\frac{\bar{\tau} \Delta T - I R}{\exp\left(\frac{I \bar{\tau}}{k}\right) - 1} + \frac{\bar{k} R}{\bar{\tau}} \right),$$

где q_0 – внешняя тепловая нагрузка.

Разность тепло- и холодопроизводительности, очевидно, равна электрической мощности, потребляемой ветвью:

$$W = q - q_0 = I^2 R + (\alpha_1 T_1 - \alpha_0 T_0 - \bar{\tau} \Delta T) I,$$

где α , T – коэффициент термо-ЭДС и температура горячего спая соответственно.

Первый член здесь представляет джоулево тепло, второй – мощность, затрачиваемую на преодоление термо-ЭДС. При расчете потребляемой термоэлементом мощности эффект Томсона может быть учтен интегральным усреднением коэффициента термо-ЭДС. Средний коэффициент теплопроводности определяется выражением

$$\bar{\chi} = \frac{1}{\Delta T} \int_{T_0}^{T_1} \chi dT.$$

Учитывая ряд практических допущений, можно применять более упрощенные соотношения:

$$q_0 = \alpha_0 I T_0 \left(k \Delta T - I \frac{k R}{\bar{\tau}} \right) f \left(\frac{I \bar{\tau}}{k} \right) - I \frac{k R}{\bar{\tau}},$$

где

$$f \left(\frac{I \bar{\tau}}{k} \right) = \frac{I \bar{\tau}}{k} \left(\exp \frac{I \bar{\tau}}{k} - 1 \right).$$

Функцию $f(I \bar{\tau}/k)$ можно представить в виде степенного ряда:

$$f \left(\frac{I \bar{\tau}}{k} \right) = 1 - \frac{1}{2} \left(\frac{I \bar{\tau}}{k} \right) + \frac{B_1}{2!} \left(\frac{I \bar{\tau}}{k} \right)^2 - \frac{B_2}{4!} \left(\frac{I \bar{\tau}}{k} \right)^4 + \dots,$$

где B_i – числа Бернулли:

$$B_1 = \frac{1}{2}, B_2 = \frac{1}{30}, B_3 = \frac{1}{42}, \dots$$

Одним из важнейших параметров работы термоэлектрического модуля является возникающий на термоэлементе перепад температуры ΔT , который определяется не только процессами внутри термоэлемента, но и тепловой нагрузкой на него. Совершенно очевидно, что чем меньше поток тепла из окружающей среды на холодный спай термоэлемента, тем сильнее удастся понизить его температуру. Поэтому при анализе условий максимума ΔT положим, что q_0 также максимальна. Тогда получим

$$\Delta T = T - T_0 = (\alpha I T_0 - 0,5 I^2 R)/k.$$

Для возможно большего снижения температуры T_0 холодной стороны горячий спай термоэлемента должен быть термостатирован. В противном случае выделяющаяся на нем мощность повысит его тем-

пературу T , а вслед за ней возрастет и температура T_0 . Полагая $T = \text{const}$, найдем ток, при котором $\Delta T = \Delta T_{\max}$. Применяя условие $d\Delta T/dI = 0$ и имея в виду, что при этом $T_0 = T_{0\min}$ и $dT_0/dI = 0$, получаем выражение для оптимального тока:

$$I_{\max} = \alpha T_{0\min}/R.$$

Максимальный перепад температур на термоэлементе определяется:

$$\Delta T_{\max} = 0,5 z T_{0\min}^2,$$

где z – термоэлектрическая эффективность.

Поскольку $T_{0\min} = T - \Delta T_{\max}$, величину $\Delta T_{\max}$ можно также записать иначе:

$$\Delta T_{\max} = (1 + zT - \sqrt{1 + 2zT})/z.$$

При этом минимальная температура холодной стороны равна

$$T_{0\min} = (\sqrt{1 + 2zT} - 1)/z.$$

Максимальную холодопроизводительность ветви можно представить в виде

$$q_{0\max} = k \Delta T_{\max} (1 - \theta),$$

где $\theta = \Delta T / \Delta T_{\max}$ – приведенный перепад температуры.

При этом оптимальный ток:

$$I_e = \epsilon \Delta T / [R(M - 1)],$$

где $\Delta T = (T + T_0)/2$ – среднее значение температуры ветви термоэлемента

$$M = \sqrt{1 + zT},$$

ϵ – холодильный коэффициент.

При этом максимальный холодильный коэффициент будет равен

$$\epsilon_{\max} = (T_0 / \Delta T) [(M - T/T_0) / M + 1].$$

Проведенные экспериментальные исследования показали правомочность выбранных математических моделей.

Проведенные натурные опыты доказали, что с помощью разработанной методики удалось значительно повысить эффективность проводимых медицинских диагностических исследований.

Список литературы

1. Исмаилов Т.А., Гаджиев Х.М., Гаджиева С.М., Гафуров К.А. Метод измерения теплопроводности при помощи термоэлектрических устройств // Тезисы доклада 4-й Междунар. теплофизической школы «Теплофизические измерения в начале XXI века». – Тамбов, 2001.
2. Исмаилов Т.А., Гафуров К.А. Прецизионное измерение температурных параметров тканей и полостей человеческого организма // Тезисы доклада 8-й Междунар. науч.-техн. конф. студентов и аспирантов «Радиоэлектроника, электротехника и энергетика». Т.1. – М., 2002.
3. Исмаилов Т.А., Гафуров К.А. Применение термоэлектрических устройств для измерения теплопроводности тканей человеческого организма // Труды 3-й Росс. нац. конф. по теплообмену. В 8 т. Т.1. Пленарные и общие проблемные доклады. Доклады на круглых столах. – М., 2002.
4. Исмаилов Т.А., Гафуров К.А. Применение термоэлектрических устройств для исследования теплофиз. параметров человеческого организма // Тезисы доклада 8-й Междунар. науч.-техн. конф. студентов и аспирантов «Радиоэлектроника, электротехника и энергетика». Т.1. – М., 2002.
5. Исмаилов Т.А., Магомедов К.А., Хамидов А.И., Алиев А.-Г.Д. Термоэлектрические полупроводниковые преобразователи в медицине / ИПЦ ДГТУ, 2000.