

ПОЛУПРОВОДНИКОВЫЕ МАТЕРИАЛЫ И ПРИБОРЫ

УДК 681.382

Евдулов О.В., Хазатова М.А.

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ТЕРМОЭЛЕКТРИЧЕСКОГО НЕОНАТОЛОГИЧЕСКОГО КОМПЛЕКСА

Evdulov O.V., Hazatova M.A.

EXPERIMENTAL INVESTIGATIONS OF THERMOELECTRIC NEONATOLOGY COMPLEX

В статье рассмотрены результаты натурных испытаний опытного образца неонатологического комплекса, выполненного на базе сильноточных термоэлектрических батарей.

***Ключевые слова:** неонатологический комплекс, биологический объект, слоистая конструкция, термоэлектрическая батарея.*

The article considers the results of field testing of prototype neonatology complex, implemented on basis of high-current thermoelectric batteries.

***Key words:** neonatology complex, biological object, the layered design, thermoelectric battery.*

Для эффективного проведения мероприятий по восстановлению жизненно важных функций новорожденных в настоящее время используются специальные неонатологические реанимационные комплексы, в которых имеется возможность точного поддержания и регулирования микроклимата – температуры, влажности, давления и др. [1]. Однако в большинстве случаев такие комплексы достаточно громоздки, дорогостоящи, имеют недостаточно высокую точность регулировки и поддержания температуры тела, результатом чего может являться возможность перегрева новорожденного. В этих условиях в неонатологическом комплексе целесообразным является применение в качестве источника холода (тепла) термоэлектрических преобразователей энергии, обладающих высокой надежностью, экологичностью, имеющих малые габаритные размеры.

В лаборатории термоэлектрических полупроводниковых приборов и устройств ФГБОУ ВПО «Дагестанский государственный технический университет» разработана неонатологическая система, выполненная на базе полупроводниковых термоэлектрических батарей (ТЭБ). В настоящей работе представлены результаты ее натурных испытаний.

На рис.1 приведена структурная схема опытного образца неонатологического реанимационного комплекса, а на рис.2 – внешний вид опытного образца прибора.

Неонатологический комплекс содержит передвижной стол 1 с обогреваемым ложе, представляющим собой инкубатор 2 с двойными стенками и верхней откидной 3 и боковой выдвигной 4 крышками. На дне инкубатора 2 имеется гелевый противопролежневый матрас 5 из высокотеплопроводного материала, ячейки 6 которого заполнены гелем с высоким коэффициентом теплопроводности 7. Каждая из ячеек 6 гелевого противопролежневого матраса 5 находится в тепловом контакте с рабочими спаями 8 ТЭБ 9, вторые спаи 10 которого сопряжены с воздушным радиатором 11, единым для всей совокупности ТЭБ 9. В качестве ТЭБ 9 использованы последовательно соединенные сильноточные термоэлементы слоистой конструкции, разработанные

авторами. В боковую поверхность инкубатора вмонтирована термоэлектрическая система типа «воздух-воздух» 12.

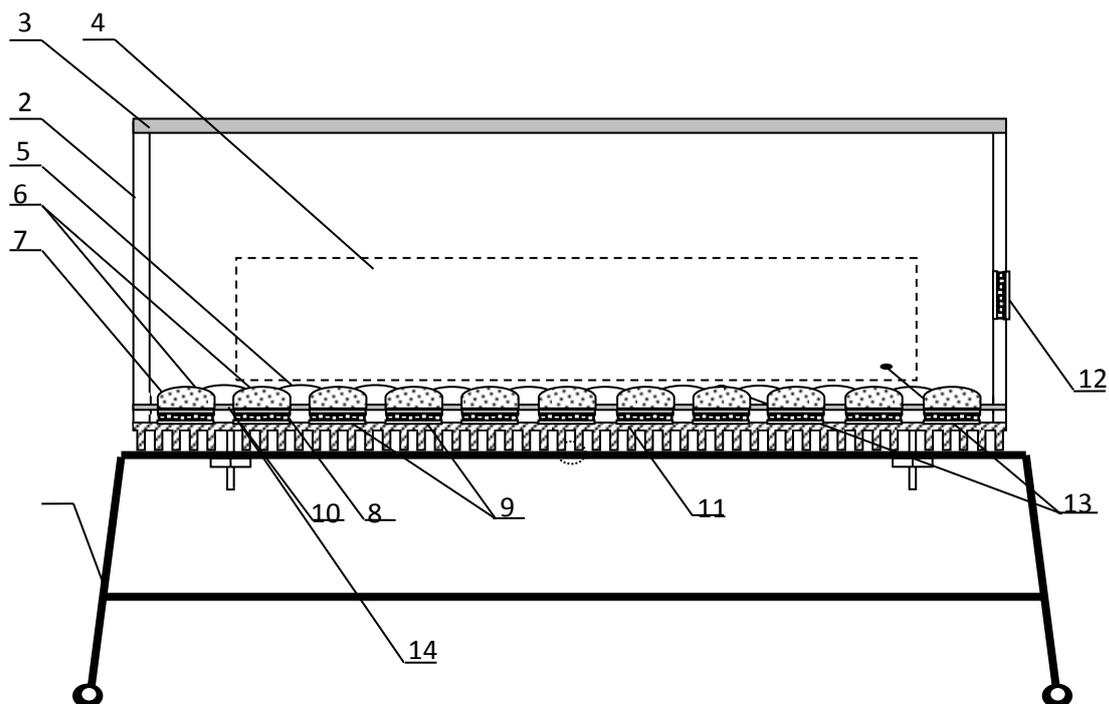


Рисунок 1 - Структурная схема опытного образца неонатологического реанимационного комплекса



Рисунок 2 - Внешний вид опытного образца неонатологического реанимационного комплекса

Контроль за температурой тела новорожденного, а также основных функциональных узлов комплекса осуществляется с помощью блока управления и контроля (на рис. 1 не указан) и подключенных к нему датчиков температуры 13. Датчики температуры в виде термопар установлены на обоих спаях термоэлектрических модулей 9, на поверхности гелевого противопролежневого матраса 5, на гелевой прослойке 14.

Результаты экспериментальных исследований опытного образца неонатологического реанимационного комплекса представлены на рис.3–6. На рис.3 показано изменение температуры имитатора биологического объекта во времени при охлаждающем воздействии для различных значений тока питания ТЭБ, а на рис.4 – аналогичные зависимости при работе ТЭБ в режиме нагрева.

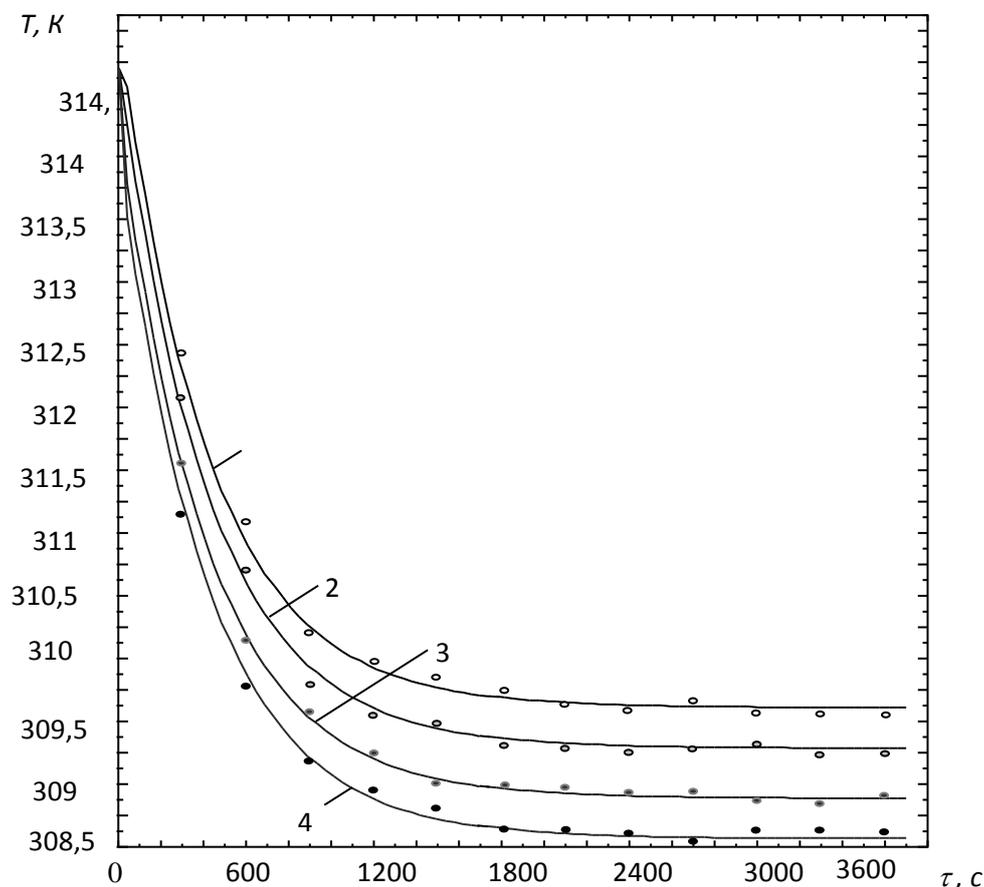


Рисунок 3 - Изменение температуры имитатора биологического объекта во времени при охлаждающем воздействии для различных значений тока питания ТЭБ

1 – $I = 20$ А; 2 – $I = 21$ А; 3 – $I = 22$ А; 4 – $I = 23$ А

Согласно представленным данным, выход в стационарный режим работы для заданной конструкции составляет примерно 45-50 мин. Такое небольшое значение времени, требуемое для выхода прибора в стационарный режим работы, объясняется, в основном, небольшим изменением температуры в объеме комплекса. Для данных, соответствующих рисунку 3-4, указанное изменение температуры составляет примерно 5-6⁰С. Естественно, при более сильном изменении температуры достижение всех точек системы стационарного режима будет более продолжительным.

На рис.5-6 представлены графики изменения температуры в различных точках системы ТЭС – биологический объект во времени при охлаждающем (рис.5) и нагревающим (рис.6) воздействии для $I = 22$ А.

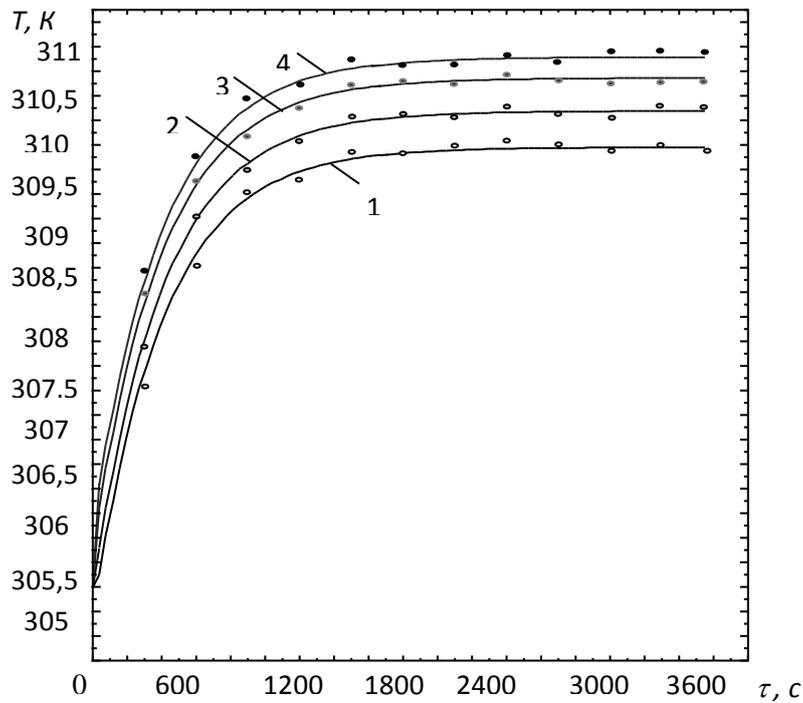


Рисунок 4 - Изменение температуры имитатора биологического объекта во времени при нагревающем воздействии для различных значений тока питания ТЭБ

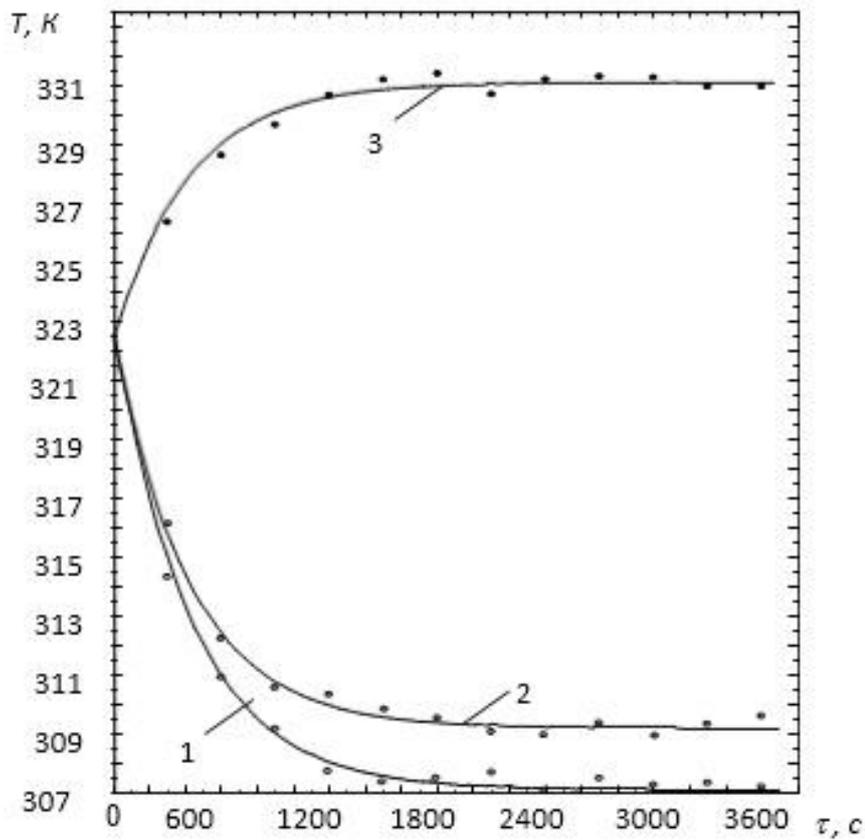


Рисунок 5 - Изменение температуры в различных точках системы – биологический объект во времени при охлаждающем воздействии для $I = 22$ А

1 – холодный спай ТЭБ, 2 – биологический объект, 3 – горячий спай ТЭБ

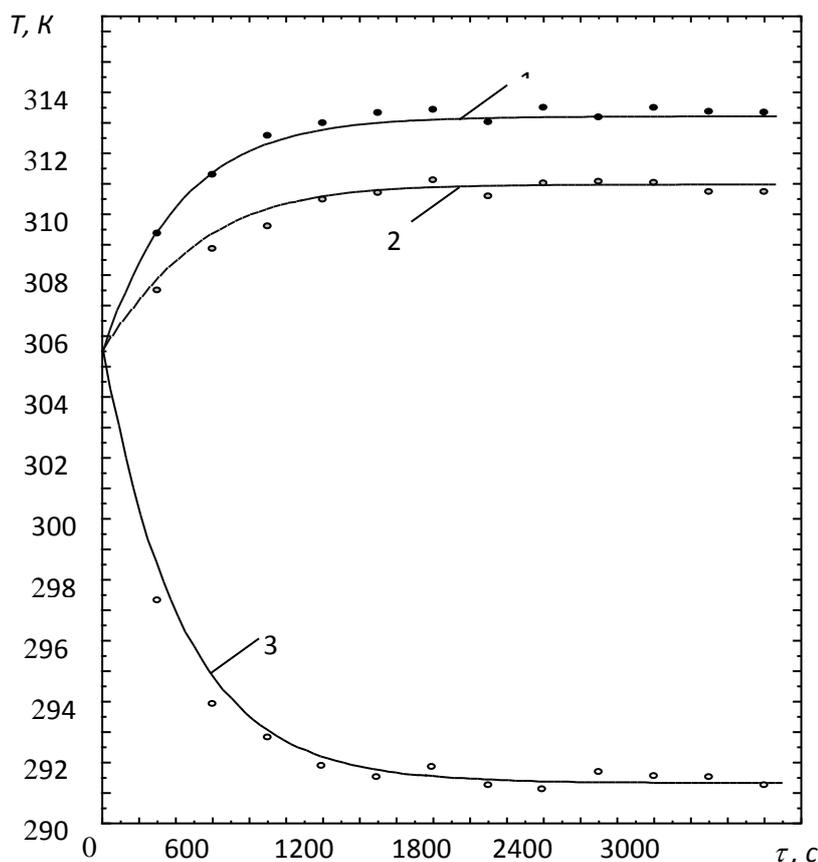


Рисунок 6 - Изменение температуры в различных точках системы — биологический объект во времени при нагревающем воздействии для А

Рассмотрено изменение температуры имитатора биологического объекта, холодных и горячих спаев ТЭБ. Анализ зависимостей показывает наличие незначительных потерь при передаче теплоты от спаев ТЭБ к биологическому объекту, а также приемлемые величины температур опорных спаев. Представленные данные определяют приемлемую точность математической модели функционирования устройства, предложенного в [2]. Максимальное расхождение расчетных и экспериментальных данных не превышает 7-7,5 %. Наибольшее отклонение расчетных данных от опыта наблюдается, в основном, на промежутке времени, связанном с выходом устройства на режим, что определяется влиянием окружающей среды и неидеальной тепловой изоляцией системы «устройство-объект воздействия», а также некоторым разбросом параметров ТЭМ и измерительных приборов. Причем в случае охлаждения экспериментальные данные имеют несколько большее значение, чем расчетные, а в случае нагрева — меньшее значение на всем диапазоне измерений. Данное обстоятельство, в основном, связано с не идеальностью тепловой изоляции, что не удовлетворяет условиям, принятым в математических моделях и, соответственно, теплопритоках к устройству.

Библиографический список:

1. Неонатология. Под ред. Володина Н.Н. Педиатрия и неонатология. 2009. — 848 с.
2. Исмаилов Т.А. Термоэлектрические полупроводниковые устройства и интенсификаторы теплопередачи. СПб.: Политехника, 2005.