

Разработка термоэлектрических модулей слоистой конструкции для неонатологического реанимационного комплекса

Аннотация

Рассмотрен расчет температурного режима термоэлектрического неонатологического комплекса. На основе дифференциальных уравнений приведены основные расчетные соотношения, описывающие конвективный теплообмен в системе. Проведены расчет и оптимизация термоэлектрических батарей слоистой конструкции для формирования заданного распределения температуры в объеме неонатологического реанимационного комплекса. Представлены оптимизированные характеристики термоэлемента слоистой конструкции.

Введение

Одним из первостепенных факторов выхаживания и дальнейшего полноценного развития недоношенных новорожденных является сохранение оптимальных температурных условий внешней среды в первые дни жизни ребенка. Эти условия играют большое значение, так как ребенок с малым весом имеет минимальные запасы энергии и слабо выраженную подкожно-жировую ткань относительно большой поверхности кожи. При этом необходимо помнить, что нормальная температура тела не только определяет комфортное самочувствие ребенка, но и необходима для адекватного течения метаболических процессов. Поэтому при организации мероприятий по профилактике гипотермии необходимо учитывать механизмы потери тепла с поверхности кожи ребенка в окружающую среду [1]-[3].

Суммарная теплопродукция в организме происходит тремя способами:

1. Сократительный (дрожательный) термогенез – с помощью усиления произвольной мышечной активности. У новорожденных этот механизм развит плохо, хотя у взрослых именно он является наиболее значимым механизмом дополнительного теплообразования.
2. Несократительный термогенез – теплообразование, не связанное с мышечной активностью, а именно продуцирование тепла в результате увеличения скорости обмена веществ и, следовательно, увеличение потребления кислорода организмом. Посредством механизмов несократительного термогенеза уровень теплопродукции у человека может быть увеличен примерно в три раза по сравнению с уровнем основного обмена, но запасы «бурого» жира у детей, особенно у недоношенных, невелики, поэтому увеличить теплопродукцию данным путем они не могут.
3. Произвольная мышечная активность – это основной путь теплопродукции взрослого человека с использованием сознания.

Что касается теплоотдачи, то различают два типа потерь тепла организмом в окружающую среду:

- 1) от внутренних структур до поверхности тела (внутреннее, ядерное тепло, внутренний градиент);
- 2) с поверхности тела в окружающее пространство (внешний градиент).

Следует отметить, что как внешний, так и внутренний градиенты потерь тепла имеют физическую природу и укладываются в четыре типа отдачи тепла организмом в окружающую среду: излучение, теплопроводность, конвекция и испарение [4]-[6].

Знание этих механизмов позволяет профилактировать и лечить нарушения, связанные с тепловым обменом у младенцев, находящихся в отделениях реанимации и интенсивной терапии новорожденных.

Материалы и методы

В клинической практике применяются следующие способы поддержания теплового баланса у новорожденных:

- использование кроваток с подогревом, лучистых источников тепла, инкубаторов с двойными стенками;

- использование «экранов» – дополнительных изолирующих пластиковых пленок черного цвета или металлизированных (фольга), шапочек на голову, сухого белья;
- увлажнение и подогрев окружающего воздуха (в некоторых клиниках используют дополнительный поток влажного и подогретого воздуха под пластиковое одеяло) [7], [8].

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. Среди разработчиков и производителей таких комплексов можно выделить фирмы «DRAEGERMEDICAL» (Германия), «TAXAT» (Республика Беларусь), «AIR-SHIELDS» (США), «FANFM» (Бразилия), «Аксион-Холдинг» (Россия), ЗАО НПП «Мединтех-М» (Россия) и др. Исследования в этой области в России проводятся в НИИ акушерства и гинекологии им. Д.О. Отта РАМН (г. Санкт-Петербург), в Ивановском НИИ материнства и детства, НИИ педиатрии и репродукции человека (г. Иркутск), Московской медицинской академии им. И.М. Сеченова, Московском областном НИИ акушерства и гинекологии и др.

Основной акцент при разработке и исследованиях в данной области делается на использование в качестве терморегулирующих систем аппаратов, основанных на парокомпрессионном, абсорбционном, воздушном и жидкостном методах. Однако в большинстве случаев такие комплексы довольно 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 [9].

В НИИ «Полупроводниковые термоэлектрические приборы и устройства» ФГБОУ ВО «ДГТУ» разработан реанимационный комплекс для новорожденных на базе термоэлектрических преобразователей энергии, характеризующихся достаточно большими токами питания [10].

Реанимационный комплекс для новорожденных, структурная схема которого представлена на *рис. 1*, содержит передвижной стол 1 с инкубатором 2 с двойными стенками и верхней откидной 3 и боковой выдвижной 4 крышками. На дне инкубатора 2 имеется гелевый противопролежневый матрас 5 из высокотеплопроводного материала, ячейки 6 которого заполнены гелем 7 с высоким коэффициентом теплопроводности. Каждая из ячеек 6 гелевого противопролежневого матраса 5 находится в тепловом контакте с рабочими спаями 8 термоэлектрической батареи 9, вторые спаи 10 которой сопряжены с единым воздушным радиатором 11. Термоэлектрическая батарея разделена на секции с возможностью их последовательного подключения в соответствии с сигналами, поступающими с датчиков температуры, расположенных в различных точках противопролежневого матраса. Внутри инкубатора расположено устройство для гипотермии головы 12,

представляющее собой цилиндрический стакан 13 со сферической внутренней полостью 14 и гелевой прослойкой 15, находящийся в контакте с рабочими спаями 16 термоэлектрического модуля 17, вторые спаи которого контактируют с жидкостным теплообменником 18. Контроль температуры тела новорожденного осуществляется с помощью расположенных на поверхности противопролежневого матраца 5 и в гелевой прослойке 15 устройства для гипотермии головы 12 датчиков температуры 19, подключенных к блоку управления 20.

Принцип работы предлагаемого устройства следующий. Новорожденного пациента укладывают в инкубатор 2, а голову при необходимости помещают в сферическую внутреннюю полость 14 устройства для гипотермии головы 12. Для контроля температуры тела новорожденного устанавливаются соответствующие датчики, после чего включают питание термоэлектрической батареи 9 и термоэлектрического модуля 17.

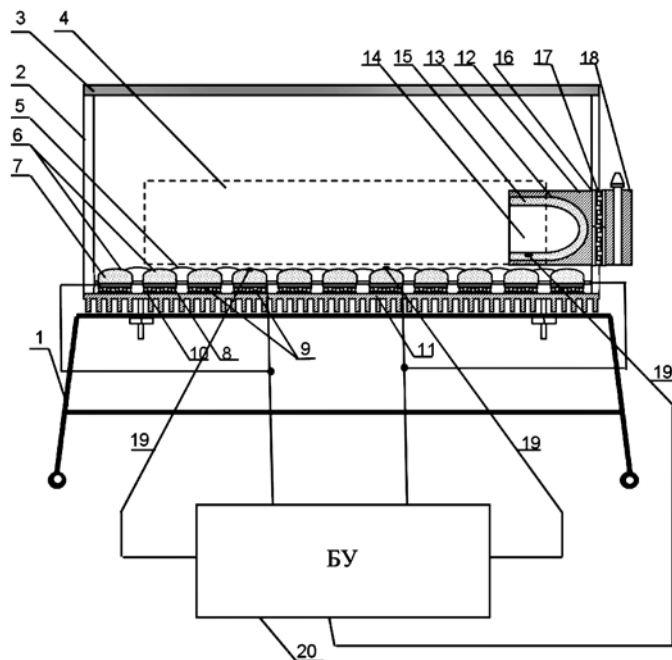


Рис. 1. Структурная схема реанимационного комплекса для новорожденных

В зависимости от выбранной методики воздействия на блок управления 20 задают необходимый уровень температурного воздействия. Изменение тока питания термоэлектрической батареи 9 и термоэлектрического модуля 17, а также последовательное подключение секций термоэлектрической батареи 9 позволяют плавно регулировать температуру гелевого противопролежневого матраца 5, а реверс тока питания – перейти из режима охлаждения в режим нагрева. Одновременно производится теплосъем со вторых спаев термоэлектрической батареи 9 и термоэлектрического модуля 7 посредством теплообменников 11 и 18. Данная система позволяет работать в различных температурных режимах, при этом малая инерционность термоэлектрической батареи и термоэлектрического модуля 17 позволяет осуществлять быстрый переход с одного режима на другой.

Результаты

Для определения изменения температуры каждой точки описанной системы в любой момент времени и отслеживания ее изменения в зависимости от величин холодо- и теплопроизводительности термоэлектрических батарей (ТЭБ) и внешних условий авторами была рассмотрена обобщенная тепловая схема, содержащая камеру, заполненную воздушной средой, в объеме которой находится специальный лежак, на котором размещается новорожденный. С боковой поверхностью приведена в хороший тепловой контакт ТЭБ, имеющая холодопроизводительность $q_{ТЭБ}$. Съем теплоты с горячих спаев ТЭБ

может осуществляться с помощью воздушных радиаторов, обдуваемых вентилятором, а также путем жидкостного охлаждения. Нижняя торцевая поверхность камеры неонатологического реанимационного комплекса обменивается теплом с окружающей средой при коэффициенте теплообмена, равном $\alpha_{ср}$.

Математическая формулировка задачи расчета температурного поля для такого комплекса имеет следующий вид [11], [12]:

- при $x, y, z \in D_1$

$$\rho_1 C_1 \frac{\partial T_1}{\partial t} = \lambda_1 \left(\frac{\partial^2 T_1}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T_1}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T_1}{\partial z^2} \right) + \theta_{вн}; \quad (1)$$

- при $x, y, z \in D_2$

$$\rho_2 C_2 \frac{\partial T_2}{\partial z} = \lambda_2 \left(\frac{\partial^2 T_2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T_2}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T_2}{\partial z^2} \right);$$

- при $x, y, z \in D_3$

$$C_3 \rho_3 \left(\frac{\partial T_3}{\partial t} + \omega_x \frac{\partial T_3}{\partial x} + \omega_y \frac{\partial T_3}{\partial y} + \omega_z \frac{\partial T_3}{\partial z} \right) =$$

$$= \lambda_3 \left(\frac{\partial^2 T_3}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T_3}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T_3}{\partial z^2} \right);$$

$$\frac{\partial \omega_x}{\partial x} + \frac{\partial \omega_y}{\partial y} + \frac{\partial \omega_z}{\partial z} = 0;$$

$$\rho_3 \left(\frac{\partial}{\partial t} + \omega_x \frac{\partial}{\partial x} + \omega_y \frac{\partial}{\partial y} + \omega_z \frac{\partial}{\partial z} \right) \omega_x = - \frac{\partial P}{\partial x} +$$

$$+ 2 \frac{\partial}{\partial x} \left(\mu_3 \frac{\partial \omega_x}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left[\mu_3 \left(\frac{\partial \omega_x}{\partial y} + \frac{\partial \omega_y}{\partial x} \right) \right] +$$

$$+ \frac{\partial}{\partial z} \left[\mu_3 \left(\frac{\partial \omega_x}{\partial z} + \frac{\partial \omega_z}{\partial x} \right) \right] - \frac{2}{3} \frac{\partial}{\partial x} (\mu_3 \operatorname{div} \vec{\omega}) + g_x \cdot \rho_3;$$

$$\rho_3 \left(\frac{\partial}{\partial t} + \omega_x \frac{\partial}{\partial x} + \omega_y \frac{\partial}{\partial y} + \omega_z \frac{\partial}{\partial z} \right) \omega_y = - \frac{\partial P}{\partial y} +$$

$$+ \frac{\partial}{\partial x} \left[\mu_3 \left(\frac{\partial \omega_y}{\partial x} + \frac{\partial \omega_x}{\partial y} \right) \right] + 2 \frac{\partial}{\partial y} \left(\mu_3 \frac{\partial \omega_y}{\partial y} \right) +$$

$$+ \frac{\partial}{\partial z} \left[\mu_3 \left(\frac{\partial \omega_y}{\partial z} + \frac{\partial \omega_z}{\partial y} \right) \right] - \frac{2}{3} \frac{\partial}{\partial y} (\mu_3 \operatorname{div} \vec{\omega}) - g_y \cdot \rho_3;$$

$$\rho_3 \left(\frac{\partial}{\partial t} + \omega_x \frac{\partial}{\partial x} + \omega_y \frac{\partial}{\partial y} + \omega_z \frac{\partial}{\partial z} \right) \omega_z = - \frac{\partial P}{\partial z} +$$

$$+ \frac{\partial}{\partial x} \left[\mu_3 \left(\frac{\partial \omega_z}{\partial x} + \frac{\partial \omega_x}{\partial z} \right) \right] + 2 \frac{\partial}{\partial y} \left(\mu_3 \frac{\partial \omega_z}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left[\mu_3 \left(\frac{\partial \omega_z}{\partial y} + \frac{\partial \omega_y}{\partial z} \right) \right] +$$

$$+ 2 \frac{\partial}{\partial z} \left[\mu_3 \frac{\partial \omega_z}{\partial z} \right] - \frac{2}{3} \frac{\partial}{\partial z} (\mu_3 \operatorname{div} \vec{\omega}) + g_z \cdot \rho_3;$$

$$\beta = - \frac{1}{\rho_3} \frac{\partial \rho_3}{\partial T_3},$$

где T – температура; индексы 1, 2, 3 соответствуют новорожденному, кроватке и воздушной среде в объеме неонатологического комплекса; ρ_1, ρ_2, ρ_3 – плотность областей D_1, D_2, D_3 ; C_1, C_2, C_3 – теплоемкость областей D_1, D_2, D_3 ; $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ – теплопроводность областей D_1, D_2, D_3 ; t – время; $Q_{вн}$ – удельное количество теплоты, выделяемое в единицу времени новорожденным; $\omega_x, \omega_y, \omega_z$ – компоненты вектора скорости движения воздуха в камере; P – давление воздуха; μ_3 – динамическая вязкость воздуха; g_x, g_y, g_z – компоненты вектора ускорения свободного падения; β – коэффициент теплового расширения воздуха.

Условия однозначности имеют следующий вид:

- начальные условия:

$$T_{2,3}(x, y, z, t) = T_{cp}; T_1(x, y, z, t) = 309,6 \text{ К при } t = 0; \quad (2)$$

$$\omega_x = 0; \omega_y = 0; \omega_z = 0 \text{ при } t = 0;$$

$$P = 100 \text{ кПа при } t = 0;$$

- граничные условия:

$$\lambda_3 \frac{\partial T_3}{\partial n} = q_{ЭБ} \text{ для } S_{3-0};$$

$$\lambda_3 \frac{\partial T_3}{\partial n} = q_{оп} \text{ для } S'_{3-0};$$

$$\lambda_3 \frac{\partial T_3}{\partial n} = a_{cp} (T_{cp} - T_3) \text{ для } S''_{3-0};$$

$$\lambda_2 \frac{\partial T_2}{\partial n} = a_{cp} (T_{cp} - T_2) \text{ для } S_{2-0};$$

$$\lambda_2 \frac{\partial T_2}{\partial n} = \lambda_x \frac{\partial T_1}{\partial n} \text{ для } S_{2-1};$$

$$\omega_x = \omega_y = \omega_z = 0 \text{ для } S_{3-0} \text{ в общем случае};$$

$$\omega_x = \omega_y = \omega_z = 0 \text{ для } S'_{3-0}, S''_{3-0}, S_{3-1}, S_{3-2}, S_{2-1}, S_{2-0},$$

где S_{3-0} – площадь соприкосновения области D_3 с окружающей средой на боковой поверхности; S_{3-2} – площадь соприкосновения области D_3 с областью D_2 ; S_{3-1} – площадь соприкосновения области D_3 с областью D_1 ; S_{2-0} – площадь соприкосновения области D_2 с окружающей средой; S_{2-1} – площадь соприкосновения области D_2 с областью D_1 ; S'_{3-0} – площадь соприкосновения области D_3 с окружающей средой по верхней поверхности; S''_{3-0} – площадь соприкосновения области D_3 с окружающей средой по нижней поверхности; a_{cp} – коэффициент теплообмена с окружающей средой; α_k – коэффициент теплообмена с воздухом в камере; T_{cp} – температура окружающей среды.

Расчет описанной выше задачи произведен численным методом конечных элементов, обладающим высокой эффективностью и точностью при расчете теплообмена в неоднородных системах сложной конфигурации.

Для формирования заданного распределения температуры в объеме неонатологического комплекса произведен также расчет термоэлектрических батарей слоистой конструкции в поперечном исполнении, для чего была рассмотрена трехмерная нестационарная задача теплопроводности. По полученным соотношениям осуществлена оптимизация термоэлектрической батареи. Основные результаты, полученные в ходе оптимизации, представлены на рис. 2-4.

На рис. 2 представлена структура термоэлемента (ТЭ) с геометрическими размерами и наложенной на нее конечно-элементной сеткой. Размер ячейки сетки подбирается исходя из определяющего размера.

На рис. 3, 4 показано соответственно двумерное температурное поле слоистого ТЭ, а также распределение плотности теплового потока после выхода его на стационарный режим работы.

Величина теплового потока определялась из соотношения

$$F_{xi} = \lambda_i \frac{\partial T_i}{\partial x}; F_{yi} = \lambda_i \frac{\partial T_i}{\partial y},$$

где $i = 1, \dots, 5$.

В качестве исходных данных принималось:

$$\lambda_1 = \lambda_3 = \lambda_5 = 395 \text{ Вт/(м·К)};$$

$$\lambda_2 = \lambda_4 = 1,5 \text{ Вт/(м·К)};$$

$$\rho_1 = \rho_3 = \rho_5 = 0,0172 \cdot 10^{-6} \text{ Ом·м};$$

$$\rho_2 = \rho_4 = 10,65 \cdot 10^{-6} \text{ Ом·м};$$

$$C_1 = C_3 = C_5 = 383 \text{ Дж/(кг·К)};$$

$$C_2 = C_4 = 123 \text{ Дж/(кг·К)};$$

$$T_{cp} = 293 \text{ К}; T_0 = 291 \text{ К};$$

$$\alpha = 0,2 \cdot 10^{-3} \text{ В/К}; \beta = 10 \text{ Вт/(м}^2 \cdot \text{К)};$$

$$T_{тс} = 291 \text{ К}; \beta_{тс} = 70 \text{ Вт/(м}^2 \cdot \text{К)}.$$

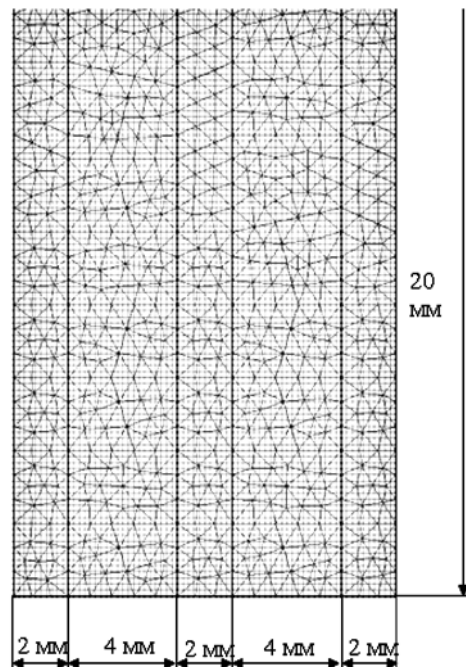


Рис. 2. Структура слоистого ТЭ с конечно-элементной сеткой

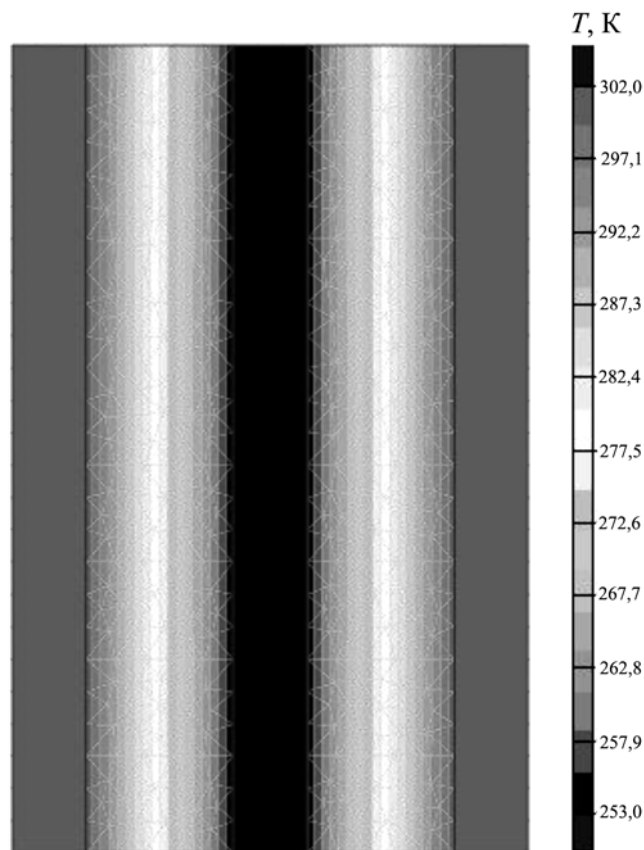


Рис. 3. Температурное поле слоистого ТЭ

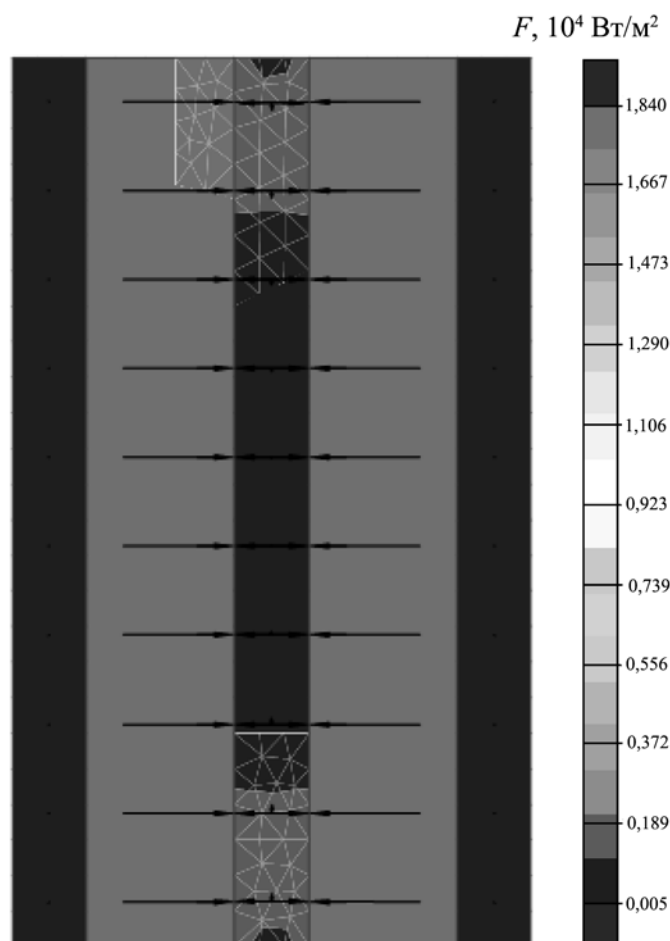


Рис. 4. Картина распределения тепловых потоков в слоистой ТЭ

Как следует из рис. 3, 4, при перепаде температур между коммутационными пластинами в 47 К тепловой поток на холодном спае ТЭ, пропорциональный его холодопроизводительности, составляет порядка 18000 Вт/м², что соответствует при данной геометрии ТЭ току питания в 140 А. С уменьшением величины питающего электрического тока значение теплового тока на холодном спае ТЭ и перепад температур между его спаями также уменьшаются.

Таким образом, для эффективного проведения мероприятий по восстановлению жизненно важных функций новорожденных целесообразным является использование неонатологических реанимационных комплексов на основе термоэлектрических преобразователей энергии, обладающих высокой точностью поддержания температуры микроклимата в кувезе (до 0,5 °С), надежностью, экологичностью. Необходимо отметить, что из-за больших габаритов камеры существующих реанимационных комплексов в предлагаемом комплексе следует использовать ТЭБ с достаточно высокой мощностью (около 1 Вт). Альтернативой может выступать конструкция устройства с сильноточными ТЭБ и меньшим количеством ТЭ, с улучшенными термомеханическими характеристиками, выполненными в виде слоистой конструкции.

Заключение

В статье рассмотрены сведения о влиянии параметров микроклимата на состояние новорожденного, существующие типы неонатологических реанимационных комплексов, а также перспективы применения в неонатологических комплексах ТЭБ.

Установлено, что в настоящее время важным и практически значимым является разработка новых конструктивных вариантов неонатологических комплексов на базе ТЭБ, в которых нашли бы оптимальное сочетание имеющиеся достоинства и недостатки термоэлектрического метода преобразования энергии.

Разработана конструкция неонатологического реанимационного комплекса, реализованного на базе сильноточных ТЭБ, дающая возможность повысить его мощностные и надежность характеристики.

Проведены расчет и оптимизация термоэлектрических батарей слоистой конструкции для формирования заданного распределения температуры в объеме неонатологического реанимационного комплекса.

Представлены оптимизированные характеристики термоэлемента слоистой конструкции, которые подтверждают преимущества слоистой ТЭБ перед ТЭБ, выполненной из П-образного ТЭ, без снижения ее термомеханических характеристик и надежности работы.

Список литературы:

1. Володин Н.Н., Дегтярев Д.Н. Принципы выхаживания детей с экстремально низкой массой тела // Вопросы гинекологии, акушерства и перинатологии. 2003. Т. 2. № 2. С. 64-69.
2. Сушко Е.П., Новикова В.И., Тупкова Л.М. и др. Неонатология / Уч. пособие. – Мн.: Выш. шк., 1998. 416 с.
3. Практическое руководство по неонатологии / Под ред. Г.В. Яцык. – М.: ООО «Медицинское информационное агентство», 2008. 344 с.
4. Евтюков Г.М., Иванов Д.О. Интенсивная терапия и транспортировка новорожденных. – М., 2009.
5. Seidel H., Rosenstein B., Pathak A., McKay W. Primary Care of the Newborn. 4th Edition / Mosby. Mobile Medicine Series. 23rd August 2006. 688 p.
6. Brodsky D., Ouellette M.A. Primary Care of the Premature Infant. 1st Edition / Saunders. 31st July 2007. 336 p.
7. Иванов Д.О. Нарушения теплового баланса у новорожденных детей. – СПб.: Изд-во Н-Л, 2012. 168 с.
8. Mattson S., Smith J. Core Curriculum for Maternal-Newborn Nursing. 5th Edition / Mosby. 26th May 2015. 728 p.
9. Исмаилов Т.А. Термоэлектрические полупроводниковые устройства и интенсификаторы теплопередачи. – СПб.: Политехника, 2005.
10. Исмаилов Т.А., Хазамова М.А., Евдюлов О.В., Камилова З.А. Реанимационный комплекс для новорожденных / Патент 2494715 РФ: МПК А61G 10/02, А61G 11/00; заявитель и патентообладатель ФГБОУ ВПО «Дагестанский государственный технический университет». № 2012102167/14; заявл. 23.01.2012 г.; опубл. 10.10.2013 г. Бюл. № 28.
11. Теория тепломассообмена / Под. ред. А.И. Леонтьева. – М.: МГТУ им. Н.Э. Баумана, 1997.
12. Дрейцер Г.А. Теплообмен при свободной конвекции / Уч. пособие. – М.: МАИ, 2002.

Тагир Абдурашидович Исмаилов,
д-р техн. наук, профессор, ректор,
Мадина Абдуллаевна Хазамова,
канд. техн. наук, доцент,
зам. заведующего кафедрой ТиОЭ,
Зури Анваровна Хуламагомедова,
мл. научный сотрудник,
ФГБОУ ВПО «Дагестанский
государственный технический университет»,
г. Махачкала, Дагестан,
e-mail: zuri2408@mail.ru