



Исмаилов Т.А.

Исмаилов Т.А., Хуламагомедова З.А.

ФГБОУ ВПО «Дагестанский государственный
технический университет»
пр.И.Шамя,70, г. Махачкала, РД



Хуламагомедова З.А.

**КОМПЛЕКС ДЛЯ ИНТЕНСИВНОЙ
ТЕРАПИИ НОВОРОЖДЕННОГО НА БАЗЕ
ТЕРМОЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЕЙ ЭНЕРГИИ**

В работе представлен расчет температурного режима термоэлектрического неонатологического комплекса. Приведены основные расчетные соотношения на основе дифференциальных уравнений, описывающих конвективный теплообмен в системе. Представлены результаты численного эксперимента в виде изменения температуры в различных точках комплекса и во времени в зависимости от холодо- и теплопроизводительности термоэлектрических батарей.

Ключевые слова: термоэлектрический комплекс, неонатология, термоэлектрическая батарея, теплопроводность, теплообмен.

This paper is concerned with a calculation of temperature mode of thermoelectric neonatal complex. The fundamental design ratios based on differential equations describing convective heat exchange in the system are given. The results of a numerical experiment in the form of temperature variation at different complex points and with time as a function of cooling capacity and heat productivity of thermopiles are presented.

Key words: thermoelectric complex, neonatology, thermopile, thermal conductivity, heat exchange.

Введение

При выхаживании недоношенных новорожденных являются важными оптимальные температурные условия, так как маловесный ребенок имеет слабо выраженную подкожно-жировую ткань относительно большой поверхности кожи и минимальные запасы энергии. Этот фактор является первостепенным не только для выживания, но и дальнейшего полноценного развития новорожденных с патологией.

Сохранение оптимальных температурных условий внешней среды в первые дни жизни ребенка является одним из первостепенных факторов не только выживания, но и дальнейшего полноценного развития новорожденных с патологией, который позволяет недостаточно зрелому организму ребенка противостоять агрессивному воздействию прочих внешних факторов среды. Возможности терморегуляции организма такого новорожденного ребенка ограничены. Обусловлено это относительно большей поверхностью кожных покровов по сравнению с массой тела, что приводит к значительной потере тепла недоношенным ребенком. Недостаточность развития подкожного жирового слоя, в сочетании с выраженной сетью сосудов кожи, способствует усиленной теплоотдаче. Такие дети легко охлаждаются, а

излишнее внешнее согревание быстро приводит к перегреванию, что создает трудности медперсоналу в процессе ухода за ними.

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].

Для первоначального регулирования температуры окружающего воздуха в инкубаторе в зависимости от массы тела и возраста необходимо соответствовать существующим медицинским требованиям которые приведены в таблице 1 [2].

Таблица 1

Возраст и масса тела	Температура	Возраст и масса тела	Температура
<i>С-6 часов</i>		<i>24-36 часов</i>	
менее 1200 г	34.0-35.4	менее 1200 г	34.0-35.0
1200-1500 г	33.9-34.4	1200-1500 г	33.1-34.2
1501-2500 г	32.8-33.8	1501-2500 г	31.6-33.6
2500 (36 нед.)	32.0-33.8	2500 (36 нед.)	30.7-30.5
<i>6-12 часов</i>		<i>36-48 часов</i>	
менее 1200 г	34.0-35.4	менее 1200 г	34.0-35.0
1200-1500 г	33.5-34.4	1200-1500 г	33.0-34.1
1501-2500 г	32.2-33.8	1501-2500 г	31.4-33.5
2500 (36 нед.)	31.4-33.8	2500 (36 нед.)	30.5-33.3
<i>12-24 часа</i>		<i>48-72 часа</i>	
менее 1200 г	34.0-35.4	менее 1200 г	34.0-35.0
1200-1500 г	33.3-34.2	1200-1500 г	33.0-34.0
1501-2500 г	31.8-33.8	1501-2500 г	31.2-33.4
2500 (36<нед.)	31.0-33.7	2500 (36 нед.)	30.1-33.2

Среди разработчиков и производителей таких комплексов можно выделить фирмы DRAEGERMEDICAL (Германия), TAXAT (Беларусь), AIR-SHIELDS (США), FANFM (Бразилия), Аксион-Холдинг (Россия), Мединтех-М ЗАО НПП (Россия) и др. [3, 4, 5]. Исследования в этой области в России проводятся в НИИ акушерства и гинекологии им. Отта Д. РАМН (г. Санкт-Петербург), Ивановском НИИ материнства и детства, НИИ педиатрии и репродукции человека (г. Иркутск), Московской медицинской академии им. Сеченова И.М., 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 пароконпрессии, абсорбционном, воздушном и жидкостном методах. Применение в качестве средства регулирования микроклимата в объеме реанимационной камеры термоэлектрических преобразователей энергии не практикуется ввиду низких надежных характеристик слабых термоэлектрических батарей (ТЭБ). Однако, применение термоэлектрических преобразователей энергии для регулирования температуры внутри реанимационного инкубатора при устранении указанного выше недостатка будет эффективным ввиду их абсолютной экологической безопасности, простоте перехода из режима охлаждения в режим нагрева и наоборот, пожаробезопасности, бесшумности, высокого ресурса работы.

Целью настоящей работы является исследование конструкции неонатологического реанимационного комплекса, выполненного на базе ТЭБ, характеризующихся достаточно большими токами питания [6].

Описание конструкции комплекса

Конструкция комплекса приведена на рис. 1, а его внешний вид на рис. 2.

Комплекс для интенсивной терапии новорожденных содержит передвижной стол 1 с инкубатором 2 с двойными стенками и верхней откидной 3 и боковой выдвжной 4 крышками. На дне инкубатора 2 имеется гелевый противопололежневый матрас 5 из высокотеплопроводного материала, ячейки 6 которого заполнены гелем 7 с высоким коэффициентом теплопроводности. Каждая из ячеек 6 гелевого противопололежневого 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 противопололежневого матраса. Внутри инкубатора имеется 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 за температурой тела новорожденного осуществляется с помощью расположенных на поверхности противопололежневого матраса 5 и в гелевой прослойке 15 устройства для гипотермии головы 12 датчиков температуры 19, подключенных к блоку управления 20.

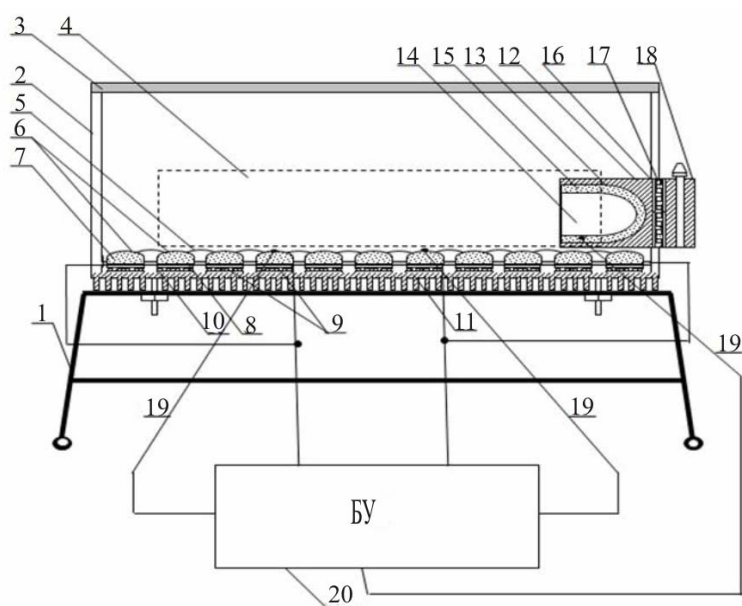


Рис. 1. Структурная схема комплекса для интенсивной терапии новорожденных.

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 за температурой тела новорожденного устанавливаются соответствующие датчики, после чего включают питание термоэлектрической батареи 9 и термоэлектрического модуля 17.

В зависимости от выбранной методики на блоке 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 позволит плавно регулировать температуру гелевого противопололежневого матраса 5, а реверс тока питания позволит 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.



Рис. 2. Внешний вид комплекса для интенсивной терапии новорожденных.

Результаты моделирования

Обобщенная тепловая схема неонатологического комплекса содержит 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 такой системы имеет следующий вид [7]:

при $x, y, z \in D_1$

$$\rho_1 C_1 \frac{\partial T_1}{\partial t} = \lambda_1 \left(\frac{\partial^2 T_1}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T_2}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T_3}{\partial z^2} \right) + Q_{ВН}, \quad (1)$$

при $x, y, z \in D_2$

$$\rho_2 C_2 \frac{\partial T_2}{\partial z} = \lambda_2 \left(\frac{\partial^2 T_2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T_2}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T_3}{\partial z^2} \right),$$

при $x, y, z \in D_3$

$$\begin{aligned} C_3 \rho_3 \left(\frac{\partial T_3}{\partial t} + \omega_x \frac{\partial T_3}{\partial x} + \omega_y \frac{\partial T_3}{\partial y} + \omega_z \frac{\partial T_3}{\partial z} \right) &= \lambda_3 \left(\frac{\partial^2 T_3}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T_3}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T_3}{\partial z^2} \right), \\ \frac{\partial \omega_x}{\partial x} + \frac{\partial \omega_y}{\partial y} + \frac{\partial \omega_z}{\partial z} &= 0, \\ \rho_3 \left(\frac{\partial}{\partial t} + \omega_x \frac{\partial}{\partial x} + \omega_y \frac{\partial}{\partial y} + \omega_z \frac{\partial}{\partial z} \right) \omega_y &= \\ = -\frac{\partial P}{\partial y} + \frac{\partial}{\partial x} \left[\mu_3 \left(\frac{\partial \omega_y}{\partial x} + \frac{\partial \omega_x}{\partial y} \right) \right] + 2 \frac{\partial}{\partial y} \left(\mu_3 \frac{\partial \omega_y}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left[\mu_3 \left(\frac{\partial \omega_y}{\partial z} + \frac{\partial \omega_z}{\partial y} \right) \right] - \frac{2}{3} \times \\ \times \frac{\partial}{\partial y} (\mu_3 \operatorname{div} \overline{\omega}) - g_y \times \rho_3 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
& \rho_3 \left(\frac{\partial}{\partial t} + \omega_x \frac{\partial}{\partial x} + \omega_y \frac{\partial}{\partial y} + \omega_z \frac{\partial}{\partial z} \right) \omega_y = \\
& = -\frac{\partial P}{\partial z} + \frac{\partial}{\partial x} \left[\mu_3 \left(\frac{\partial \omega_z}{\partial x} + \frac{\partial \omega_x}{\partial z} \right) \right] + \frac{\partial}{\partial y} \left[\mu_3 \left(\frac{\partial \omega_z}{\partial y} + \frac{\partial \omega_y}{\partial z} \right) \right] + 2 \frac{\partial}{\partial z} \left(\mu_3 \frac{\partial \omega_z}{\partial z} \right) - \frac{2}{3} \times \\
& \quad \times \frac{\partial}{\partial y} (\mu_3 \operatorname{div} \vec{\omega}) - g_y \times \rho_3 \\
& \rho_3 \left(\frac{\partial}{\partial t} + \omega_x \frac{\partial}{\partial x} + \omega_y \frac{\partial}{\partial y} + \omega_z \frac{\partial}{\partial z} \right) \omega_z = \\
& = -\frac{\partial P}{\partial z} + \frac{\partial}{\partial x} \left[\mu_3 \left(\frac{\partial \omega_z}{\partial x} + \frac{\partial \omega_x}{\partial z} \right) \right] + \frac{\partial}{\partial y} \left[\mu_3 \left(\frac{\partial \omega_z}{\partial y} + \frac{\partial \omega_y}{\partial z} \right) \right] + 2 \frac{\partial}{\partial z} \left(\mu_3 \frac{\partial \omega_z}{\partial z} \right) - \frac{2}{3} \times \\
& \quad \times \frac{\partial}{\partial z} (\mu_3 \operatorname{div} \vec{\omega}) + g_z \times \rho_3 \\
& \beta = -\frac{1}{\rho_3} \frac{\partial \rho_3}{\partial T_3},
\end{aligned}$$

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, $Q_{\text{вн}}$ – 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 вид.

Начальные условия:

$$\begin{aligned}
T_{2,3}(x, y, z, t) = T_{cp}, T_1(x, y, z, t) = 309.6 \text{ К при } t = 0, \\
\omega_x = 0; \omega_y = 0; \omega_z = 0 \text{ при } t = 0, P = 100 \text{ кПа при } t = 0;
\end{aligned} \tag{2}$$

Граничные условия:

$$\begin{aligned}
\lambda_3 \frac{\partial T_3}{\partial n} = q_{\text{ТЭБ}} \text{ для } S_{3-0}, \lambda_2 \frac{\partial T_2}{\partial n} = q_{\text{ОП}} \text{ для } S''_{3-0}, \\
\lambda_2 \frac{\partial T_2}{\partial n} = \alpha_{cp} T_{cp} - T_2 \text{ для } S_{2-0}, \lambda_2 \frac{\partial T_2}{\partial n} = \lambda_x \frac{\partial T_1}{\partial n} \text{ для } S_{2-1}, \\
\omega_x = \omega_y = \omega_z = 0 \text{ для } S_{3-0} \text{ в общем случае} \\
\omega_x = \omega_y = \omega_z = 0 \text{ для } S'_{3-0}, S''_{3-0}, S_{3-1}, S_{3-2}, S_{2-1}, S_{2-0},
\end{aligned}$$

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 и верхней поверхности; S''_{3-0} – площадь соприкосновения области D_3 с окружающей средой по нижней поверхности; α_{cp} – коэффициент теплообмена с окружающей средой; α_k – коэффициент теплообмена с воздухом в камере; T_{cp} – температура окружающей среды.

Решение данной системы дифференциальных уравнений (1) с условиями однозначности (2) даст возможность определить изменение температуры каждой точки описанной системы в любой момент времени, а также отследить ее изменение в зависимости от величин холодо- и

теплопроизводительности ТЭБ и внешних условий [8]. Расчет описанной выше задачи произведен численным методом конечных элементов, обладающим высокой эффективностью и точностью при расчете теплообмена в неоднородных системах сложной конфигурации.

Результаты представлены на рис. 3 – рис. 5 и представляют собой графики изменения температуры в различных точках системы, а также во времени при различных величинах холодопроизводительности и теплопроизводительности ТЭБ.

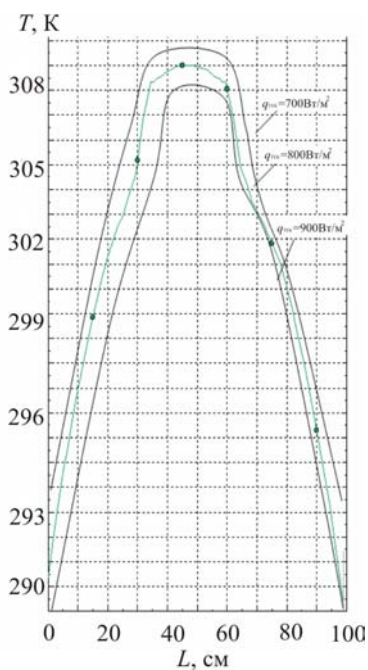


Рис. 3. Распределение температуры вдоль центральной осевой линии в поперечном направлении при различных $q_{ТЭБ}$

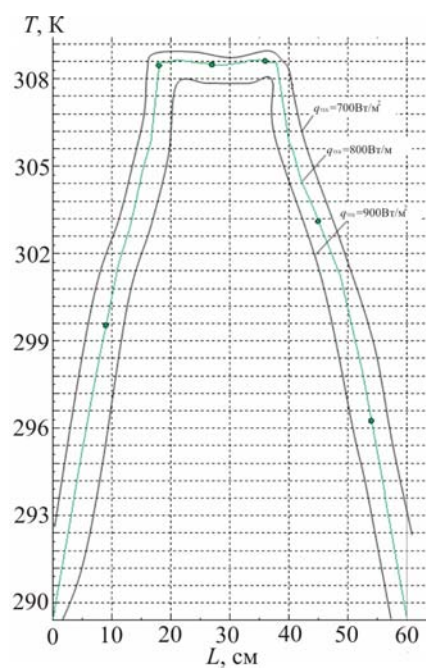


Рис. 4. Распределение температуры вдоль центральной осевой линии в продольном направлении при различных $q_{ТЭБ}$

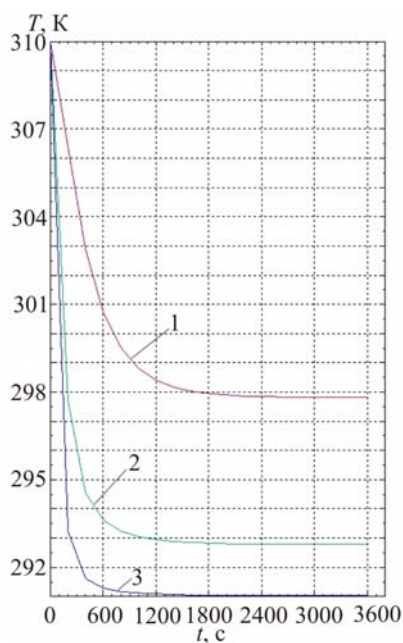


Рис. 5. Изменение температуры различных частей неонатологического реанимационного комплекса во времени.

В соответствии с представленными графиками температура в объеме неонатологического реанимационного комплекса сильно зависит от холодопроизводительности ТЭБ. Согласно расчетным данным при $q_{ТЭБ} = 700 \text{ Вт/м}^2$ минимальное значение температуры у стенки составляет 293 К, а в центре – 309 К. С увеличением $q_{ТЭБ}$ до 800 и 900 Вт/м² соответствующие значения температур уменьшаются до 290 К и 308 К и 289 К и 307 К. Таким образом, регулируя холодопроизводительность ТЭБ, можно регулировать температуру ребенка. При повышенной температуре новорожденного следует увеличивать мощность ТЭБ, а при пониженной – уменьшать ее, создавая таким образом оптимальные условия для его выхаживания.

Для оценки временной зависимости температуры в различных точках объема камеры получены графики изменения температуры во времени различных частей неонатологического реанимационного комплекса. На рис. 3 показано изменение температуры в центре камеры (график 1), на расстоянии 30 см от центра камеры (график 2) и боковой поверхности (график 3). Как следует из расчетных данных, выход на стационарный режим составляет примерно 35 мин. Данное значение вполне приемлемо, так как ускоренный выход на режим работы может привести к тепловому удару новорожденного.

Выводы

1. Разработана конструкция неонатологического реанимационного комплекса, реализованного на базе сильноточных ТЭБ, дающая возможность повысить его мощностные и надежность характеристики.
2. Создана модель комплекса, включающая в себя систему уравнений, описывающих конвективный теплообмен в его камере с учетом использования в качестве источника тепла (холода) ТЭБ.
3. На основе разработанной модели получены зависимости изменения температуры в различных точках комплекса, а также во времени при различных величинах холодопроизводительности и теплопроизводительности ТЭБ, которые подтверждают эффективность использования последней.

Литература

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. Н.П.Шабалов, Неонатология / Учебное пособие, в 2 т. – М. : МЕДпресс - информ, 2009
3. <http://www.draeger.com>
4. <http://www.axion-med.ru>
5. <http://medconcept.kz>
6. Пат. 2494715 Рос. Федерация: МПК А61G 10/02, А61G 11/00, Реанимационный комплекс для новорожденных / Исмаилов Т.А., Хазамова М.А., Евдулов О.В., Камилова З.А.; заявитель и патентообладатель ФГБОУ ВПО «Дагестанский государственный технический университет». – №2012102167/14; заявл. 23.01.2012; опубл. 10.10.2013, Бюл. № 28.
7. Теория тепломассообмена / Под. ред. А.И. Леонтьева. М.: МГТУ им. Баумана. – 1997.
8. Ши Д. Численные методы в задачах теплообмена. Пер. с англ. М.: Мир. – 1988.

Поступила в редакцию 16.06.15.