

Ісмаїлов Т.А., Хуламагомедова З.А.



Ісмаїлов Т.А.

ФДБОУ ВПО «Дагестанський державний
технічний університет», пр. імама Шаміля,
70, Махачкала, 367015, Росія.



Хуламагомедова З.А.

**КОМПЛЕКС ДЛЯ ІНТЕНСИВНОЇ
ТЕРАПІЇ НЕМОВЛЯТИ НА БАЗІ
ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНИХ
ПЕРЕТВОРЮВАЧІВ ЕНЕРГІЇ**

Розглянуто розрахунок температурного режиму термоелектричного неонатального комплексу. Наведено основні розрахункові співвідношення на основі диференціальних рівнянь, що описують конвективний теплообмін у системі. Показано результати чисельного експерименту у вигляді зміни температури в різних точках комплексу та у часі залежно від холодо- і теплопродуктивності термоелектричних батарей.

Ключові слова: термоелектричний комплекс, неонатологія, термоелектрична батарея, теплопровідність, теплообмін.

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.

Вступ

У виходжуванні недоношених немовлят велике значення відіграють оптимальні температурні умови тому, що маловагова дитина має слабо виражену підшкірно-жирову тканину відносно великої поверхні шкіри та мінімальні запаси енергії. Цей фактор є першорядним не тільки для виживання, але й подальшого повноцінного розвитку немовлят з патологією.

Збереження оптимальних температурних умов зовнішнього середовища в перші дні життя дитини є одним з першочергових факторів не тільки виживання, але й дальшого повноцінного розвитку немовляти з патологією, який дає можливість недостатньо зрілому організмові дитини протистояти агресивному впливу інших факторів зовнішнього середовища. Можливості терморегуляції організму такої новонародженої дитини обмежені. Обумовлено це відносно більшою поверхнею шкіряних покривів порівняно з масою тіла, що призводить до значної втрати тепла недоношеною дитиною. Недостатній розвиток підшкірного жирового прошарку у комбінації з вираженою мережею судин шкіри сприяють посиленій тепловіддачі.

Такі діти легко охолоджуються, а надлишкове зовнішнє зігрівання швидко призводить до перегріву, що створює труднощі для медперсоналу в процесі догляду за ними.

Для ефективного проведення заходів щодо відновлення життєво важливих функцій немовлят у цей час використовуються спеціальні неонатологічні реанімаційні комплекси, у яких є можливість точного підтримування та регулювання мікроклімату – температури, вологості, тиску та ін [1].

Для первинного регулювання температури оточуючого повітря в інкубаторі залежно від маси тіла та віку необхідно відповідати існуючим медичним вимогам, які наведено в таблиці 1 [2].

Табл. 1

Вік та маса тіла	Температура	Вік та маса тіла	Температура
С—6 годин		24-36 годин	
менше 1200 г	34.0-35.4	менше 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 тиж.)	32.0-33.8	2500 (36 тиж.)	30.7-30.5
6-12 годин		36-48 годин	
менше 1200 г	34.0-35.4	менше 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 тиж.)	31.4-33.8	2500 (36 тиж.)	30.5-33.3
12-24 годин		48-72 годин	
менше 1200 г	34.0-35.4	менше 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< тиж.)	31.0-33.7	2500 (36 тиж.)	30.1-33.2

Серед розробників та виробників таких комплексів можна виділити фірми DRAEGERMEDICAL (Німеччина), TAXAT (Білорусь), AIR-SHIELDS (США), FANFM (Бразилія), Аксион-Холдинг (Росія), Мединтех-М ЗАТ НПП (Росія) і ін. [5,6,7]. Дослідження в цій області у Росії проводяться в НДІ акушерства й гінекології ім. Д. Отта РАМН (м. Санкт-Петербург), Івановському НДІ материнства й дитинства, НДІ педіатрії й репродукції людини (м. Іркутськ), Московської медичної академії ім. І.М. Сеченова, Московському обласному НДІ акушерства й гінекології та ін. [3, 4, 5]. Основний акцент під час розробки й дослідження у цій області робиться на використання як терморегулюючих систем апаратів, заснованих на парокомпресійному, абсорбційному, повітряному й рідинному методах. Застосування як засіб регулювання мікроклімату в об'ємі реанімаційної камери термоелектричних перетворювачів енергії не практикується через низькі надійнісні характеристики слабострумівих термоелектричних батарей (ТЕБ). Однак застосування термоелектричних перетворювачів енергії для регулювання температури всередині реанімаційного інкубатора з усуненням зазначеного вище недоліку буде ефективним через їх абсолютну екологічну безпеку, простоту переходу з режиму охолодження в режим нагрівання і навпаки, пожежобезпеку, безшумність, високий ресурс роботи.

Мета пропонованої роботи – дослідження конструкції неонатологічного реанімаційного комплексу, виконаного на базі ТЕБ, що характеризуються досить великими струмами живлення [6].

Опис конструкції комплексу

Конструкцію комплексу наведено на рис.1, а його зовнішній вигляд на рис. 2.

Комплекс для інтенсивної терапії немовлят містить пересувний стіл 1 з інкубатором 2 з подвійними стінками і верхньою відкидною 3 та бічною висувною 4 кришками. На дні інкубатора 2 є гелевий протипролежневий матрац 5 з високотеплопровідного матеріалу, гнізда 6 якого заповнені гелем 7 з високим коефіцієнтом теплопровідності. Кожна із комірок 6 гелевого протипролежневого матраца 5 перебуває в тепловому контакті з робочими спаями 8 термоелектричної батареї 9, другі спаї 10 якої сполучено з єдиним повітряним радіатором 11. Термоелектрична батарея розділена на секції з можливістю їх послідовного підключення відповідно до сигналів, що надходять із датчиків температури, розташованих у різних точках протипролежневого матраца. Усередині інкубатора розташовано обладнання для гіпотермії голови 12, що являє собою циліндричну склянку 13 зі сферичною внутрішньою порожниною 14 і гелевим прошарком 15, що перебуває в контакті з робочими спаями 16 термоелектричного модуля 17, другі спаї якого контактують із рідинним теплообмінником 18. Контроль над температурою тіла немовляти здійснюється за допомогою розташованих на поверхні протипролежневого матраца 5 і в гелевому прошарку 15 обладнання для гіпотермії голови 12 датчиків температури 19, підключених до блоку керування 20.

Принцип роботи обладнання такий. Новонародженого пацієнта укладають в інкубатор 2, а голову за необхідності поміщають у сферичну внутрішню порожнину 14 для гіпотермії голови 12. Для контролю над температурою тіла немовляти встановлюються відповідні датчики, після чого включають живлення термоелектричної батареї 9 і термоелектричного модуля 17.

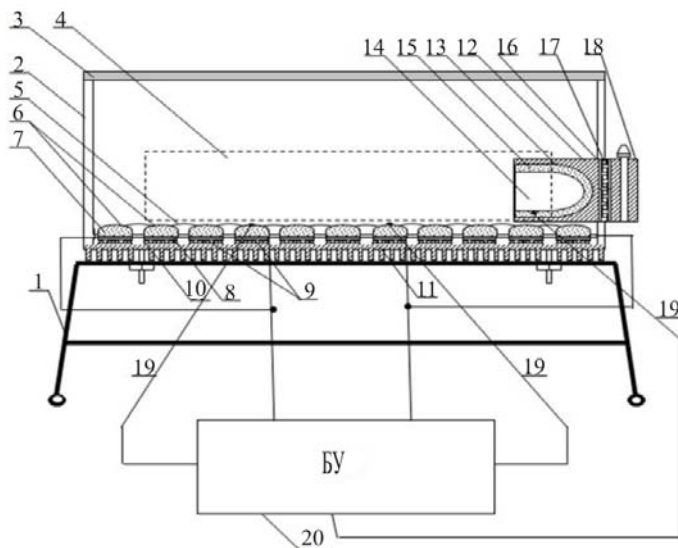


Рис. 1. Структурна схема комплексу для інтенсивної терапії новонароджених.

Залежно від обраної методики впливу на блоці керування 20 задають необхідний рівень температурного впливу. Зміна струму живлення термоелектричної батареї 9 і термоелектричного модуля 17, а також послідовне підключення секцій термоелектричної батареї 9 дають можливість плавно регулювати температуру гелевого протипролежневого матраца 5, а реверс струму живлення зробить можливим перейти з режиму охолодження в режим нагрівання. Одночасно здійснюється тепловідведення із других спаїв термоелектричної батареї 9 і термоелектричного модуля 7 за допомогою теплообмінників 11 і 18.



Рис. 2. Зовнішній вигляд комплексу для інтенсивної терапії новонароджених.

Результати моделювання

Узагальнена теплова схема неонатального комплексу містить камеру, заповнену повітряним середовищем, в об'ємі якої знаходиться спеціальний лежак, на якому розміщується немовля. З бічною поверхнею в тепловий контакт приведена ТЕБ, що має холодопродуктивність $q_{ТЕБ}$. Відведення теплоти з гарячих спаїв ТЕБ може здійснюватися за допомогою повітряних радіаторів, що обдуваються вентилятором, а також шляхом рідинного охолодження. Нижня торцева поверхня камери неонатального реанімаційного комплексу обмінюється теплом з навколишнім середовищем за коефіцієнта теплообміну, рівному $\alpha_{ср}$.

Математичне формулювання завдання розрахунків температурного поля для такої системи має такий вигляд [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 $x, y, z \in D_3$

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

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

де T – температура; індекси 1, 2, 3 – відповідають немовляті, ліжечку й повітряному середовищу в об'ємі неонатального комплексу; ρ_1, ρ_2, ρ_3 – густина областей D_1, D_2, D_3 ; C_1, C_2, C_3 – теплоємність областей D_1, D_2, D_3 ; $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ – теплопровідність областей D_1, D_2, D_3 ; t – час, $Q_{\text{вн}}$ – питома кількість теплоти, що виділяється немовлям в одиницю часу; $\omega_x, \omega_y, \omega_z$ – компоненти вектора швидкості руху повітря в камері; P – тиск повітря; μ_3 – динамічна в'язкість повітря; g_x, g_y, g_z – компоненти вектора прискорення вільного падіння; β – коефіцієнт теплового розширення повітря.

Умови однозначності мають вигляд:

початкові умови –

$$T_{2,3}(x, y, z, t) = T_{cp}, T_1(x, y, z, t) = 309.6 \text{ К за } t = 0, \quad (2)$$

$$\omega_x = 0; \omega_y = 0; \omega_z = 0; t = 0$$

$$P = 100 \text{ кПа за } t = 0;$$

граничні умови –

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

$$\lambda_2 \frac{\partial T_2}{\partial n} = q_{\text{ОП}} \text{ для } S''_{3-0},$$

$$\lambda_2 \frac{\partial T_2}{\partial n} = \alpha_{cp} T_{cp} - T_2 \text{ для } S_{2-0},$$

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

$$\omega_x = \omega_y = \omega_z = 0 \text{ для } S_{3-0} \text{ у загальному випадку}$$

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

де S_{3-0} – площа контакту області D_3 з навколишнім середовищем на бічній поверхні; S_2 – площа зіткнення області D_3 з областю D_2 ; S_{3-1} – площа зіткнення області D_3 з областю D_1 ; S_{2-0} – площа контакту області D_2 з навколишнім середовищем; S_{2-1} – площа зіткнення області D_2 з областю D_1 ; S'_{3-0} – площа контакту області D_3 з навколишнім середовищем і верхньою поверхнею, S''_{3-0} – площа контакту області D_3 з навколишнім середовищем по нижній поверхні; α_{cp} – коефіцієнт теплообміну з навколишнім середовищем; α_k – коефіцієнт теплообміну з повітрям у камері; T_{cp} – температура навколишнього середовища.

Розв'язок даної системи диференціальних рівнянь (1) з умовами однозначності (2) дасть можливість визначити зміну температури кожної точки описаної системи в будь-який момент часу, а також відстежити її зміну залежно від величин холодо- і теплопродуктивності ТЕБ та зовнішніх умов [8]. Розрахунки описаного вище завдання виконано чисельним методом кінцевих елементів, який володіє високою ефективністю й точністю у розрахунках теплообміну в неоднорідних системах складної конфігурації.

Результати подано на рис. 3-5 і являють собою графіки зміни температури в різних точках системи, а також у часі за різних величин холодопродуктивності та теплопродуктивності ТЕБ.

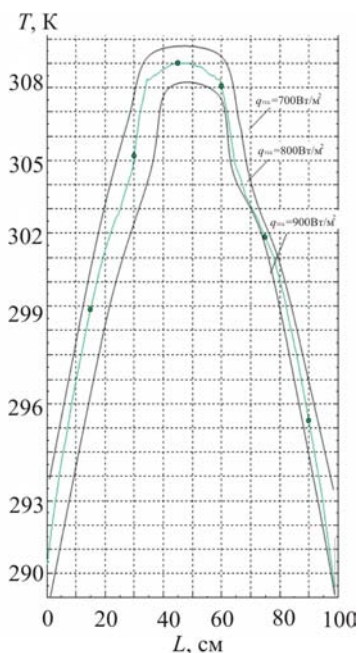


Рис. 3. Розподіл температури вздовж центральної осьової лінії в поперечному напрямку за різних q_{TEB} .

Відповідно до проказаних графіків температура в об'ємі неонатального реанімаційного комплексу дуже залежить від холодопродуктивності ТЕБ. Згідно з розрахунковими даними за $q_{TEB} = 700 \text{ Вт/м}^2$ мінімальне значення температури стінки становить 293 К, а в центрі – 309 К. Зі збільшенням q_{TEB} до 800 і 900 Вт/м^2 відповідні значення температур зменшуються до 290 і 308 К та 289 і 307 К. Таким чином, регулюючи холодопродуктивність ТЕБ, можна регулювати температуру дитини. За підвищеної температури немовляти слід збільшувати потужність ТЕБ, а зі зниженням – зменшувати її, створюючи в такий спосіб оптимальні умови для його виходжування.

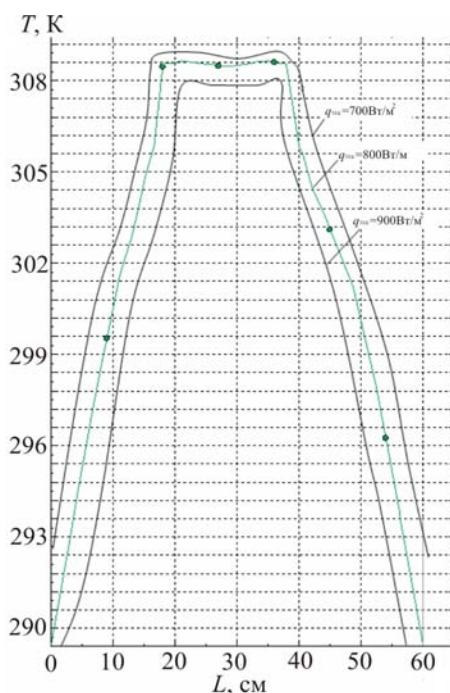


Рис. 4. Розподіл температури вздовж центральної осьової лінії в повздовжному напрямку за різних q_{TEB} .

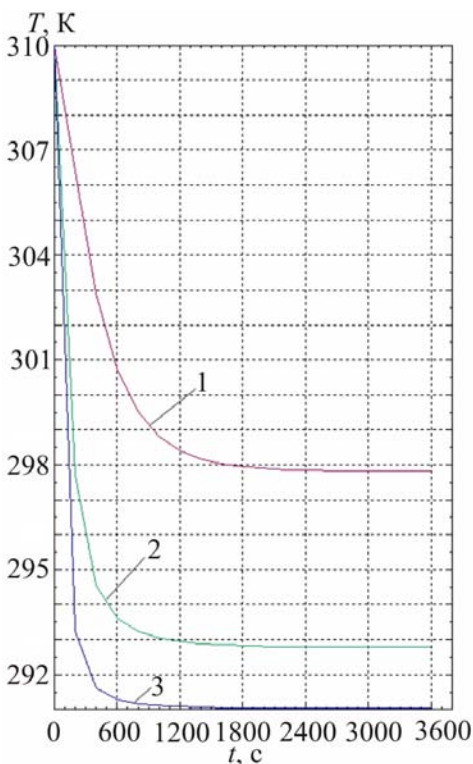


Рис. 5. Зміна температури у часі різних частин неонатального реанімаційного комплексу.

Для оцінки часової залежності температури в різних точках об'єму камери отримано графіки зміни температури в часі різних частин неонатального реанімаційного комплексу. На рис. 5 показано зміну в часі температури в центрі камери (графік 1), на відстані 30 см від центру камери (графік 2) і бічної поверхні (графік 3). Як видно із розрахункових даних, вихід

на стаціонарний режим становить приблизно 35 хв. Це значення цілком прийнятне, оскільки прискорений вихід на режим роботи може призвести до теплового удару немовляти.

Висновки

1. Розроблено конструкцію неонатального реанімаційного комплексу, реалізованого на базі потужнострумових ТЕБ, що дає можливість підвищити його потужнісні та надійнісні характеристики.
2. Створено модель комплексу, що включає в себе систему рівнянь, які описують конвективний теплообмін у його камері з урахуванням використання ТЕБ як джерела тепла (холоду).
3. На основі розробленої моделі отримано залежності зміни температури в різних точках комплексу, а також у часі за різних величин холодопродуктивності та теплопродуктивності ТЕБ, які показують ефективність використання останньої.

Література

1. Н.Н. Володин, Д.Н. Дегтярев. 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.

Надійшла до редакції 16.06.2015