

ИЗМЕРЕНИЕ ТЕПЛОВОЙ АКТИВНОСТИ ПОВЕРХНОСТНЫХ ТКАНЕЙ МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКОГО ОБЪЕКТА ИМПУЛЬСНЫМ МЕТОДОМ

Симанков Д.С.¹

¹ФГБОУ ВПО «Московский авиационный институт (Национальный исследовательский университет)», Москва, Россия (125993, г. Москва, Волоколамское шоссе, д. 4), pegasds1@mail.ru

Рассмотрен теплофизический аспект формирования температурного ощущения медико-биологического объекта (МБО) от соприкосновения с жидким (газообразным) телом с другой температурой. Представлены 2 модельные задачи с граничными условиями третьего рода: МБО моделируется как пластичное (твёрдое) тело, которое взаимодействует с жидкой средой короткое время (до 5 с), и МБО моделируется как жидкая среда, которая взаимодействует с жидкой средой короткое время (до 5 с). Получено аналитическое и численное решения модельных задач. Результаты исследований можно применять для разных типов жидкостей и газов, в которых не происходят фазовые или химические реакции, независимо от характера их протекания на поверхности МБО или другого тела. Методика кратковременных измерений в стадии иррегулярного теплового режима (импульсный метод) применена для исследования тепловой активности разных анатомических участков кожи МБО в зависимости от температуры. Суммарная погрешность такого метода составляет до 5%.

Ключевые слова: медико-биологический объект; тепловая активность; импульсный метод; экспериментальные исследования; критерий ожогового поражения.

MEASUREMENT OF THERMAL ACTIVITY SURFACE TISSUES MBO PULSE METHODS

Simankov D.S.¹

¹Federal government budgetary institution of higher education "Moscow Aviation Institute (a national research university)", Moscow, Russia (125993, Moscow, Volokolamskoe highway, 4), pegasds1@mail.ru.

Thermophysical aspect of formation temperature sensation medico-biological object (MBO) from contact with the liquid (gas) with another body temperature. Presented two model problems with boundary conditions of the third kind: MBO modeled as plastic (solid), the body that interacts with the liquid medium short time (up to 5s) and the MBO is modeled as a liquid medium, which interacts with the liquid medium short time (up to 5s). An analytical and numerical solutions of the model problems. Results of studies can be used for different types of liquids and gases which do not undergo a phase or chemical reaction, regardless of their occurrence on a surface of another body or MBO. Technique of short-term measurements under irregular thermal regime (pulse method) used to study the thermal activity of different anatomical areas of the skin MBO depending on the temperature. The total error of this method is up to 5%.

Keywords: medico-biological object; thermal activity; pulse method; experimental studies; burn injury criterion.

Введение

Поверхностная ткань медико-биологического объекта (МБО) является основным фактором, определяющим теплообмен организма с окружающей средой. Теплофизические характеристики (ТФХ) МБО необходимы для корректного расчета теплообмена пилота с системой терморегуляции, прогнозирования температурных ощущений, планирования крио- и радиологических операций, в косметологии, в текстильной промышленности.

С изучением ТФХ и обратной биологической связью на изменения окружающей среды связаны такие расчётные значения, как зона комфортного ощущения [1; 6] и критерий ожогового поражения и другие. В работе рассмотрен один аспект – критерий ожогового поражения. Одна из первых работ по экспериментальному изучению термического

ожогового поражения кожи принадлежит Россу Д.С. и Диллеру К. [5]. Были получены эмпирические формулы, согласно которым температура на поверхности МБО возрастает со временем, и ожог (тепловая денатурация белка коллагена составляет 45 °С) может наступить не сразу. Модельная задача с граничными условиями 4-го рода не показывает зависимость температуры от времени. Эта частная задача кратковременного соприкосновения 2-х полуграниченных не изотермических твёрдых тел. Для описания взаимодействия МБО с жидкой (газообразной) средой используются граничные условия 3-го рода, которые моделируются в данной работе в двух вариантах – МБО как твёрдое тело или как жидкое, а второе тело – протекающая (или нет) жидкость (газ). В такой постановке задача расчёта критерия ожогового поражения приобретает зависимость температуры (поверхности МБО) от времени.

Один из не инвазивных методов (*in vivo*) изучения ТФХ живых МБО связан с использованием стадии иррегулярного теплового режима с граничными условиями второго рода. Методика исследования теплофизических характеристик веществ и материалов, основанная на стадии иррегулярного режима (импульсный его вариант), вошла в практику теплофизического эксперимента, например [7; 10]. Напомним, что в основе методики лежит нагрев резистивного элемента (РЭ) (обычно платиновый термометр сопротивления), находящегося в контакте с исследуемой средой. Одновременно, в процессе нагрева, регистрируется температура РЭ. Последняя содержит информацию о теплопроводности среды (λ – теплопроводность, Дж/(м·К·с)), если симметрия температурного поля имеет цилиндрический характер, и о тепловой активности ($\varepsilon = \sqrt{\lambda \rho c}$, λ – теплопроводность, Дж/(м·К·с); ρ – плотность кг/м³; c – удельная теплоёмкость Дж/(кг·К)) (Дж/(м²·К·с^{0.5})), если поле плоское. Критерий ожогового поражения рассчитывается на основании знания о тепловой активности МБО [1; 9].

Метод

Исследование тепловой активности МБО проводилось в соответствии с методикой [7], ранее применённой для исследования жидкостей. В рассматриваемом случае датчик (резистивный элемент, размещённый на подложке) легким прижимом вводился в контакт с исследуемым участком кожи человека. Датчик имел температуру 0 °С в начальный момент времени и поддерживался на этом уровне. Длительность измерительного импульса составляла 1,5–2 с. Нагрев РЭ в конце импульса не превышал 5 °С. Измерение тепловой активности проводилось на аналогичной схеме. Для реализации плоской симметрии температурного поля использовали стандартный датчик 100 Ом из платины. Погрешность измерений тепловой активности оценена в 5% [8].

В соответствии с [1] оценочное значение длительности измерения в пределах погрешности рассматриваемого метода (5%) составляет порядка 1-2 с. Соответственно эффективная глубина проникновения температурного поля в ткань МБО составляет примерно $l = \frac{2}{\sqrt{\pi}} \sqrt{at} \approx 1-1,5$ мм (a – температуропроводность, $\text{м}^2/\text{с}$; t – время, с).

Исследование теплофизических характеристик МБО имеет важное значение для проблемы нестационарного теплообмена организма с окружающей средой. В частности, с тепловой активностью кожи связан практически важный вопрос о восприятии температуры окружающих тел при непосредственном кратковременном прикосновении к ним. Результаты исследований кожи МБО согласно [1; 9] показали, что диапазон тепловой активности составляет 900-1200 Дж/(м·К·с^{0.5}) при комнатной температуре.

В основу теплофизического представления о формировании температурного ощущения при кратковременном контакте с нагретым (охлажденным) телом предлагается модельная тепловая задача о мгновенном соприкосновении двух разнородных полуограниченных тел, имеющих разные начальные температуры, одно из которых моделируется как твёрдое полуограниченное не изотермическое (МБО), а другое – жидкость (газ). Пренебрегая зависимостью теплофизических характеристик от температуры, данную задачу запишем в виде:

$$\frac{\partial T_1(\bar{\sigma}, t)}{\partial t} = a_1 \frac{\partial^2 T_1(\bar{\sigma}, t)}{\partial x^2}, \quad 0 \leq x < \infty, \quad t \geq 0; \quad (1)$$

$$\frac{\partial T_2(\bar{\sigma}, t)}{\partial t} = a_2 \frac{\partial^2 T_2(\bar{\sigma}, t)}{\partial x^2}, \quad -\infty < x \leq 0, \quad t \geq 0, \quad (2)$$

$$T_1(t = 0, 0 \leq x < \infty) = T_{01}, \quad T_2(t = 0, -\infty < x < 0) = T_{02}, \quad (3)$$

$$\frac{\partial T_1(\bar{\sigma}, t)}{\partial x} = 0 \quad (x \rightarrow \infty), \quad \frac{\partial T_2(\bar{\sigma}, t)}{\partial x} = 0 \quad (x \rightarrow -\infty), \quad (4)$$

$$T_1(0, t) = T_2(0, t), \quad (5)$$

$$\lambda_2 \frac{\partial T_2(0, t)}{\partial x} = \lambda_1 \frac{\partial T_1(0, t)}{\partial x} + \alpha(T_1(\bar{\sigma} = 0, t) - T_{01}) \quad (6)$$

Здесь приняты такие обозначения: индекс 1 относится к среде, индекс 2 – к МБО; x – координата, м; t – время, с; T_{02} – значение температуры МБО до касания в «ядре», К; T_{01} – значение температуры среды (жидкости или газа) до касания в «ядре», К; a – температуропроводность, $\text{м}^2/\text{с}$; λ – теплопроводность, Дж/(м·К·с); α – коэффициент теплоотдачи между поверхностью МБО и жидкостью (газом) Вт/(м²·К); T – температура, К.

Температура на границе раздела сред (на поверхности МБО) в аналитическом виде ищется как решение похожей задачи [6] с граничными условиями 4-го рода с дополнительным слагаемым, в котором учтена зависимость от числа Фурье (то есть от времени соприкосновения тел):

$$T_2(x=0,t) = T_{02} + (T_{01} - T_{02}) \frac{K_\varepsilon}{1 + K_\varepsilon} + \mathfrak{S}(\alpha, F_{01}, K_\varepsilon, K_a), \quad (7)$$

где $K_\varepsilon = \varepsilon_1 / \varepsilon_2$, $K_a = a_1 / a_2$, $F_{01} = \frac{a_1 t}{L^2}$, L – характерный размер системы, м.

Пределы применимости рассматриваемой модели связаны с выполнением следующих основных условий: время введения в соприкосновение с нагретым (охлаждённым) телом должно быть заметно меньше длительности соприкосновения; длина диффузии температурного поля в каждую из сред должна быть заметно меньше линейного размера, характеризующего площадь соприкосновения; вместе с тем эта длина не должна превышать протяженность (толщину) соприкасаемых тел.

Несмотря на вышесказанные ограничения, соответствующий анализ показывает, что при длительности соприкосновения с нагретым телом порядка 1 с выбранная модель удовлетворительно передает характерные черты рассматриваемого явления и может использоваться для количественных оценок. Для наших целей достаточно рассмотреть лишь температуру в плоскости соприкосновения тел ($\delta = 0$), так как она соответствует температуре МБО и ответственна за формирование температурного ощущения.

На поверхности кожи МБО устанавливается температурный скачок, величина которого зависит от разности начальных температур соприкасаемых тел ($T_{01} - T_{02}$) и от отношения их тепловых активностей K_ε , от времени соприкосновения (числа Фурье), коэффициента теплоотдачи между средами α и отношения их теплопроводностей K_a .

В работе задача решена численным методом с помощью программного обеспечения на MatLab. Распределение температур в моделируемых средах показано на рисунке 1. Приняты такие значения величин: $T_{02} = 310$ К температуры МБО до касания, $T_{01} = 370$ К температура жидкости до касания, $\rho_1 = 1500$ кг/м³ – плотность МБО, $\rho_2 = 800$ кг/м³ – плотность жидкости, $\lambda_1 = 0,7$ Дж/(м·К·с) теплопроводность жидкости, $\lambda_2 = 0,42$ Дж/(м·К·с) теплопроводность МБО, $\alpha = 0,7$ Вт/(м²·К) коэффициент теплоотдачи между поверхностью МБО и жидкостью, $C_1 = 6000$ Дж/(кг·К) удельная теплоёмкость жидкости, $C_2 = 2600$ Дж/(кг·К) удельная теплоёмкость МБО.

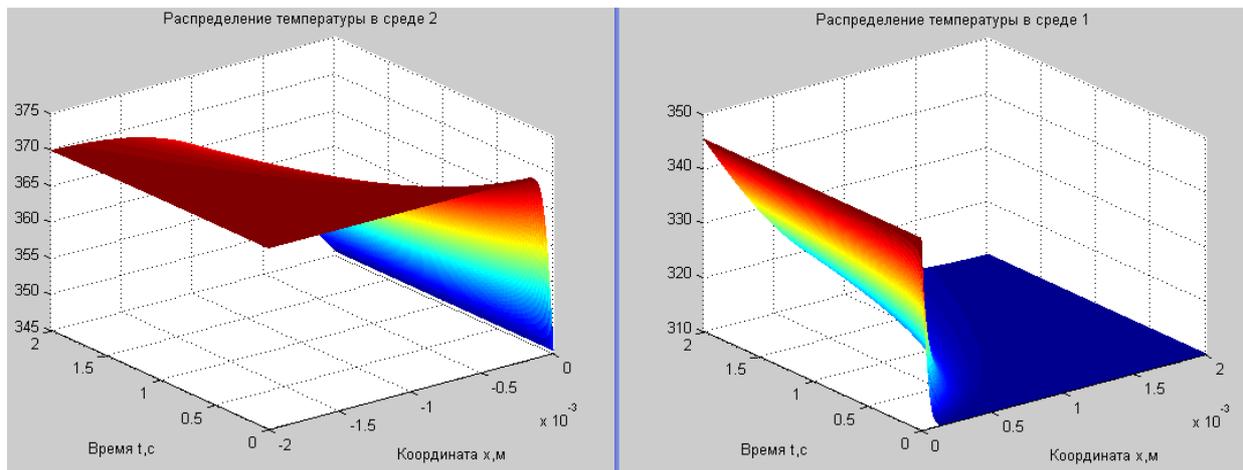


Рис. 1. Характерное распределение температур в системе МБО-жидкость (газ) при кратковременном соприкосновении: среда 1 – МБО при температуре 310 К; среда 2 – жидкость при температуре 370 К.

Программная среда для расчётов создана в Simulink и изображена на рисунке 2 ниже, с ее помощью проводились решение и анализ решения задачи (1)-(6).

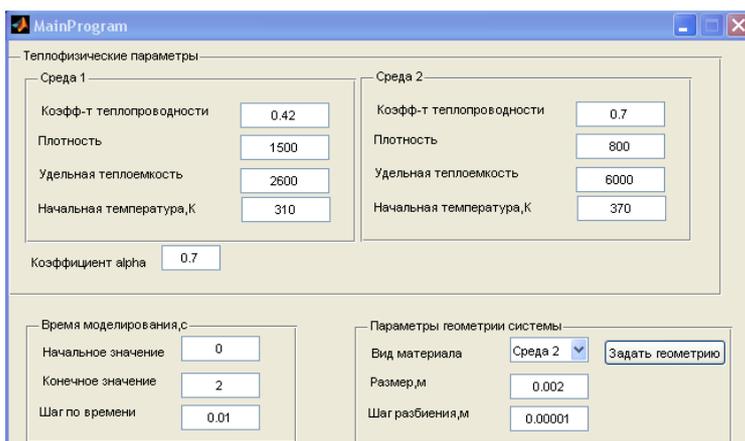


Рис. 2. Оболочка программы для численного решения задачи (1)-(6).

Рассмотрим ряд следствий полученного решения. В частности, с ее помощью можно записать критерий ожогового поражения при соприкосновении покровной ткани МБО с нагретым телом. Скачок температур не должен быть велик, чтобы не вызвать необратимую тепловую денатурацию белка (45 °С), а также с течением времени соприкосновения температура на поверхности МБО тоже не должна превысить предельно допустимую в 45 °С. То есть критерий ожогового поражения при граничных условиях 3-го рода можно записать так:

$$T_{02} + (T_{01} - T_{02}) \frac{K_{\epsilon}}{1 + K_{\epsilon}} + \mathfrak{I}(\alpha, F_{01}, K_{\epsilon}, K_a) \leq T_{\text{ДЕДО}} = 45 \text{ } ^\circ\text{C} \quad (8)$$

При заданной тепловой активности кожи МБО, времени соприкосновения и других величин, входящих в функцию $\mathfrak{Z}(\alpha, F_{01}, K_\varepsilon, K_a)$, данный критерий определяет допустимый диапазон температур жидкости (газа), соприкосновение с которым будет восприниматься без болевого порога, который наступает при тепловом ожоге. Критерий служит той мерой, когда фазовое явление (денатурация белка) не началось.

Общий вид кривой, описывающей изменение температуры на поверхности МБО, представляет собой параболу и изображён на рисунке 3 при заданных числовых значениях коэффициентов как для рисунка 1.

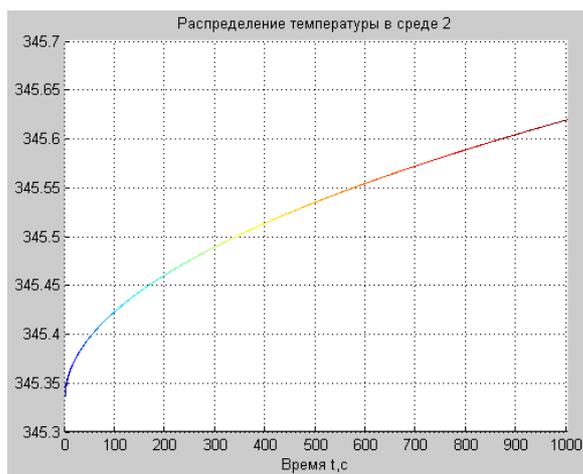


Рис. 3. Характерный график распределения температуры на поверхности МБО при кратковременном соприкосновении с жидкой (газообразной) средой, имеющей большую температуру, чем кожа человека.

Не все медико-биологические объекты можно моделировать как твёрдые и пластичные тела. Так, например, кровь, слюна во рту и слизистая глаза являются жидкими средами, в которых нет нервных окончаний, сигнализирующих о температурном воздействии (тепловом или холодовом). Необратимые реакции вследствие термического (или холодового) воздействия наступают при достижении определённой температуры и времени, при котором эта температура была. Это интегральный показатель. Тепловые явления делятся на стадии, которые более подробно описаны в работе [11]. В настоящей статье предлагается рассмотреть МБО как жидкую среду, которая кратковременно контактирует с более горячей жидкой (газообразной) средой. Модельная задача запишется тогда так:

$$\frac{\partial T_1}{\partial t} = a_1 \frac{\partial^2 T_1}{\partial x^2}, \quad 0 \leq x < \infty, \quad t \geq 0 \quad (9)$$

$$\frac{\partial T_2}{\partial t} = a_2 \frac{\partial^2 T_2}{\partial x^2}, \quad -\infty < x \leq 0, \quad t \geq 0 \quad (10)$$

$$T_1(x \rightarrow \infty, 0) = T_{01}, \quad T_2(x \rightarrow -\infty, 0) = T_{02} \quad (11)$$

$$\frac{\partial T_1}{\partial x} = 0 (x \rightarrow \infty), \quad \frac{\partial T_2}{\partial x} = 0 (x \rightarrow -\infty) \quad (12)$$

$$T_1(0, t) = T_2(0, t) \quad (13)$$

$$\left. \begin{aligned} \frac{\partial T_1(0, t)}{\partial x} &= \alpha(T_1(0, t) - T_{01}) \\ \frac{\partial T_2(0, t)}{\partial x} &= \alpha(T_2(0, t) - T_{02}) \end{aligned} \right\} \quad (14)$$

Здесь приняты те же обозначения и допущения, что и в предыдущей задаче с одним дополнением. Коэффициент теплоотдачи α принимается одинаковым для МБО и жидкости (газа). Эта же модель применима и к не отрицательной, более холодной контактирующей с МБО жидкостью (газом).

Применяя стандартные преобразования Лапласа и табличные интегралы [3], получено аналитическое решение данной системы уравнений (9)-(14):

$$T_1(x, t) = T_{01} + \frac{a_1(T_{01} - T_{02})}{(a_1 - a_2)} \left(-\operatorname{erfc}\left(\frac{x}{2\sqrt{a_1 t}}\right) + a_2 \left(\frac{1}{\sqrt{a_1 a_2}} \operatorname{erfc}\left(\frac{x}{2\sqrt{a_1 t}}\right) + \alpha A(x, t) \right) \right) \quad (15)$$

$$\text{Где } A(x, t) = \left(\sqrt{\frac{1}{a_2}} - \sqrt{\frac{1}{a_1}} \right) \left(\frac{\exp\left(-\frac{x^2}{4a_1 t}\right) \sqrt{t}}{\sqrt{\pi}} + \left(\operatorname{erf}\left(\frac{x}{2\sqrt{a_1 t}}\right) - 1 \right) \frac{x}{\sqrt{a_1}} \right) \quad (16)$$

$$T_2(x, t) = T_{02} + \frac{a_2(T_{01} - T_{02})}{(a_1 - a_2)} \left(-\operatorname{erfc}\left(\frac{x}{2\sqrt{a_2 t}}\right) + a_1 \left(\frac{1}{\sqrt{a_1 a_2}} \operatorname{erfc}\left(\frac{x}{2\sqrt{a_1 t}}\right) + \alpha B(x, t) \right) \right) \quad (17)$$

$$\text{Где } B(x, t) = \left(\sqrt{\frac{1}{a_2}} - \sqrt{\frac{1}{a_1}} \right) \left(\frac{\exp\left(-\frac{x^2}{4a_2 t}\right) \sqrt{t}}{\sqrt{\pi}} + \left(\operatorname{erf}\left(\frac{x}{2\sqrt{a_2 t}}\right) - 1 \right) \frac{x}{\sqrt{a_2}} \right) \quad (18)$$

$$T_2(x=0, t) = T_{02} + \frac{a_2(T_{01} - T_{02})}{(a_1 - a_2)} \left(a_1 \left(\frac{1}{\sqrt{a_1 a_2}} + \frac{\sqrt{a_1} - \sqrt{a_2}}{\sqrt{a_1 a_2}} \cdot \frac{\alpha}{\sqrt{\pi}} \cdot \sqrt{t} \right) - 1 \right) \quad (19)$$

Графики поверхностей $T_1(x, t)$ и $T_2(x, t)$ и температуры на границе раздела фаз (поверхности жидкой МБО) $T_2(x=0, t)$ для выражений (15) и (17) имеют такой же общий вид, как и графики в предыдущей рассмотренной модельной задаче (1)-(6). Есть параболическая зависимость возрастания температуры на поверхности жидкого МБО от времени, что согласуется с физическим представлением взаимодействия двух тел с граничными условиями 3-го рода.

Для модельной задачи (9)-(14) критерий ожогового поражения запишется так:

$$T_{02} + \frac{a_2 (T_{01} - T_{02})}{(a_1 - a_2)} \left(a_1 \left(\frac{1}{\sqrt{a_1 a_2}} + \frac{\sqrt{a_1} - \sqrt{a_2}}{\sqrt{a_1 a_2}} \cdot \frac{\alpha}{\sqrt{\pi}} \cdot \sqrt{t} \right) - 1 \right) \leq T_{\text{ЭДЭ}} = 45^\circ\text{C} \quad (20)$$

Результаты и обсуждение

Проведены эксперименты при 0-3 °С, 10-13 °С и 40-42 °С тепловой активности МБО (кожи человека на разных участках тела). В таблице 1 приведены результаты экспериментов тепловой активности МБО. Расчёт выводов о том, что жидкость (газ) с конкретной температурой и временем воздействия не причинит ущерб (термический ожог), и боль человеку вычисляется по формуле (8) и (20) и сравнивается с температурой (8) – 45 °С, а (20) – с температурой тепловой денатурации той биологической жидкости, для которой проводят оценочный расчёт. Полученные данные актуальны при работе на кухне, в бытовых ситуациях, в работе сотрудников МЧС, в исследовательской деятельности и при оптимизации терапевтического и/или лечебного воздействия в медицине, при технологическом проектировании свойств материалов в лёгкой промышленности.

Таблица 1.

Участок на теле человека	Тепловая активность $\varepsilon \cdot 10^3$, Дж/(м ² ·К·с ^{0,5}) в зависимости от температуры			
	0-3 °С	10-13 °С	25 °С (Литер.: [9])	40-42 °С
Лоб	1,27	1,31	1,35	1,36
Щека	1,27	1,31	1,35	1,37
Кисть руки, ладонь	1,10	1,13	1,19	1,21
Кисть руки (внеш. сторона)	1,21	1,25	1,28	1,29
Живот	1,28	1,30	1,33	1,34
Предплечье	1,15	1,18	1,22	1,26
Область подошвы	0,84	0,86	0,87	0,88
Область голеностопного сустава	0,90	0,92	0,95	0,97

Из таблицы 1 видно, что тепловая активность возрастает по не линейному закону с увеличением температуры. Тепловая активность является комплексным параметром, состоящим из нескольких отдельных свойств – теплофизических и механических (плотность). Плотность кожи, как показано в работе [4], зависит от того, насколько интенсивно работают потовые и сальные железы, а другие параметры (теплопроводность и теплоёмкость) зависят от того, насколько интенсивно идёт теплообмен организма с окружающей средой за счёт перспирации (ощутимой и не ощутимой). Этим и объясняется, что при низких температурах плотность изменяется за счёт того, что биологическая реакция МБО (человека) на холод заставляет потовые железы работать менее интенсивно и в определённый момент их (железы) перекрывает совсем. Тут на плотность выбранного участка кожи при уменьшении температуры влияет уменьшение объёмов влаги в железах,

из-за чего их объём уменьшается, а доля кератина возрастает, плотность которого меньше чем воды, изменяется состав межклеточной жидкости и её плотность. Однако перспирацию (не ощутимую) организм в диапазоне положительных температур не в состоянии приостановить полностью, и это влаговыделение происходит таким образом, что при повышении температуры интенсивность его меняется не линейным законом, поскольку здесь начинают действовать много разных внутренних и внешних факторов, влияющих на интенсивность перспирации, которые описаны в работе [4], и там же дан их биофизический смысл и механизм протекания.

Численное исследование первой задачи и аналитическая зависимость во второй рассмотренной задаче приводит к следующим наблюдениям.

1. При увеличении α коэффициента теплоотдачи между поверхностью МБО и жидкостью увеличивается температура на поверхности МБО со временем при неизменных других параметрах.
2. С увеличением теплопроводности жидкости λ_1 и увеличением α коэффициента теплоотдачи между поверхностью МБО и жидкостью температура на поверхности МБО за один и тот же промежуток времени возрастает при неизменных других параметрах.
3. При изменении объёмной теплоёмкости $C_2\rho_2$ и увеличении α коэффициента теплоотдачи между поверхностью МБО и жидкостью температура на поверхности МБО за один и тот же промежуток времени практически не меняется при неизменных других параметрах.
4. Чем меньше тепловая активность МБО ε_2 , тем его сформировавшаяся скачком при соприкосновении с жидкостью (газом) температура может дальше отстоять от границ той критической температуры, при которой наступает боль и денатурация белка поверхности МБО.
5. Согласно выражению (20), при контакте жидкого МБО с жидкостью (газом) определяющим значением в критерии ожога является не тепловая активность или теплопроводность, а температуропроводность и коэффициент теплоотдачи.

Выводы

Поставлены и решены 2 модельные теплофизические задачи взаимодействия жидкости (газа) с медико-биологическим объектом (МБО) в его жидком и пластичном (твёрдом) агрегатном состояниях. Получено аналитическое и численное (с помощью программы) решение задач с граничными условиями 3-го рода. На основании полученного решения показано, что основной характеристикой при кратковременном соприкосновении двух жидкостей является температуропроводность их, а также результат зависит от коэффициента

теплоотдачи между жидкими средами. Записаны новые критерии ожогового поражения для контакта МБО с жидкостью (газом), которые служат мерой, при которой ещё не начались фазовые переходы в средах. Получены новые экспериментальные данные по тепловой активности кожи человека в разных анатомических местах при температурах 0-3 °С, 10-13 °С и 40-42 °С, из которых видно, что тепловая активность кожи уменьшается при уменьшении температуры.

Список литературы

1. Василевский Д.В., Преображенский Б.А., Спириин Г.Г. Теплофизические аспекты взаимодействия пилота с внешней средой // Вестник МАИ. – 2010. – Т. 17, № 4. - С. 23-26.
2. Габитов Ф.Р. Теплофизические свойства органических жидкостей в широком диапазоне температур, не искаженные радиационным теплопереносом : дис. ... д-ра техн. наук. - Казань, 2000. – 535 с.
3. Лыков А.В. Теория теплопроводности. – М. : Высшая школа, 1967. – 650 с.
4. Мусин Р.Ф. Способ и устройство для микрокалориметрического измерения скорости локального метаболизма ткани, содержания воды в межклеточной ткани, концентрации биохимических компонентов крови и давления в сердечно-сосудистой системе : патент 2396897 С2 Рос. Федерация; № 2007137558/14; заявл. 09.04.2009; опубл. 20.08.2010, Бюл. № 23. – 88 с.
5. Росс Д.С., Диллер К. Экспериментальное исследование ожогового поражения на живой ткани // Теплопередача. – 1976. – Т. 98, № 2. - С. 156-161.
6. Симанков Д.С., Побережский С.Ю. Критерий комфортности температурных ощущений медико-биологических объектов [Электронный ресурс] // Современные проблемы науки и образования. – 2012. - № 6. – Режим доступа: www.science-education.ru/106-7725.
7. Спириин Г.Г. Кратковременные измерения в стадии иррегулярного теплового режима и диагностика теплофизических свойств диэлектрических веществ и материалов на их основе : дис. ... докт. техн. наук. - М., 1986. – 390 с.
8. Спириин Г.Г. Методические особенности кратковременных измерений в стадии иррегулярного теплового режима // ИФЖ. – 1980. – Т. 38, № 3. - С. 403-409.
9. Спириин Г.Г., Якуш Л.Б., Ермакова О.А., Ваничева Н.А. Исследования теплофизических свойств биологических тканей // ИФЖ. – 1986. - Т. 50, № 1 (Деп. В ВИНТИ РАН 24.06.85, № 4478-85).

10. Спирин Г.Г., Поляков Ю.А. Измерение тепловой активности электропроводящих растворов // ИФЖ. – 1971. – Т. 21, № 5. - С. 801.

11. Henriquez F.C., Jr. Studies of thermal injury: V. The predictability and the significance of thermally induced rate processes leading to irreversible epidermal injury // Arch. Pathology. – 1947. - № 43. – P. 489–502.

Рецензенты:

Спирин Г.Г., д.т.н., профессор кафедры «Физика» ФГБОУ ВПО «Московский авиационный институт (национальный исследовательский университет)», г. Москва.

Камзолов С.К., д.т.н., профессор кафедры «Физика» Московского государственного технического университета гражданской авиации (МГТУ ГА), г. Москва.