

ISSN 1561-8358 (Print)
ISSN 2524-244X (Online)
УДК 577.31+615.832.9
<https://doi.org/10.29235/1561-8358-2018-63-2-220-228>

Поступила в редакцию 12.10.2017
Received 12.10.2017

А. А. Маханёк, М. Л. Левин

*Институт тепло- и массообмена имени А. В. Лыкова Национальной академии наук Беларуси,
Минск, Беларусь*

ВЛИЯНИЕ ОБЩЕЙ ГАЗОВОЙ КРИОТЕРАПИИ НА ТЕПЛОВОЕ СОСТОЯНИЕ ЧЕЛОВЕКА

Аннотация. Лечебный эффект от процедуры общей газовой криотерапии (ОГКТ) достигается, когда средняя температура поверхности кожи человека (пациента) во время процедуры находится в определенном температурном диапазоне, а скорость уменьшения этой температуры превышает некоторое пороговое значение. В работе представлены результаты теоретического анализа теплового состояния пациента на этапе лечебного воздействия ОГКТ. Анализ основан на результатах численного моделирования распределения температуры в разных частях тела пациентов (мужчин) с телосложением (рост, см × масса, кг) 160 × 60, 175 × 75, 190 × 90. Особое внимание уделено взаимосвязи между величиной теплового потока, отводимого от поверхности кожи, и скоростью охлаждения кожных покровов пациента. Результаты численного моделирования представлены графически и обобщены в виде соотношения между безразмерной средней температурой кожных покровов на лечебном этапе процедуры ОГКТ и временем пребывания пациента в процедурной камере, отнесенном ко времени начала этого этапа. Применительно к ОГКТ с температурой газового хладагента от –160 до –110 °С обнаружены следующие закономерности: 1) примерное постоянство (ошибка менее 1 %) среднего значения коэффициента теплоотдачи от поверхности кожи в газовую среду процедурной камеры на протяжении лечебного этапа; 2) экспоненциальная зависимость величины интенсивности кожного кровотока (перфузии крови) от средней температуры охлаждаемых кожных покровов; 3) линейная зависимость от логарифма времени логарифма отношения скорости уменьшения температуры поверхности кожи к величине теплового потока, отводимой конвекцией и излучением плотности.

Ключевые слова: общая газовая криотерапия, холодное воздействие, температура, теплообмен, тепловой поток, скорость уменьшения средней температуры кожного покрова

Для цитирования. Маханёк, А. А. Влияние общей газовой криотерапии на тепловое состояние человека / А. А. Маханёк, М. Л. Левин // Вест. Нац. акад. наук Беларусі. Сер. фіз.-тэхн. навук. – 2018. – Т. 63, № 2. – С. 220–228. <https://doi.org/10.29235/1561-8358-2018-63-2-220-228>

A. A. Makhaniok, M. L. Levin

A. V. Luikov Heat and Mass Transfer Institute of the National Academy of Sciences of Belarus, Minsk, Belarus

THE EFFECT OF WHOLE BODY GAS CRYOTHERAPY ON THE HUMAN THERMAL STATE

Abstract. The therapeutic effect of the whole body gas cryotherapy (WBGC) procedure is achieved when the average temperature of the human's (patient's) skin surface during the procedure is in a certain temperature range, and the rate of reduction of this temperature exceeds a certain threshold value. The paper presents the results of a theoretical analysis of the patient's thermal state at the stage of the therapeutic effect of WBGC. The analysis was based on the results of the numerical simulation of temperature distribution in different parts of patients (men) of different body constitution (height, cm × mass, kg) 160 × 60, 175 × 75, 190 × 90. Particular attention was paid to the relationship between the amount of heat flow removed from the skin surface and the rate of cooling of the skin of a patient. The results of numerical modeling are presented graphically and are summarized as the ratio between the dimensionless average temperature of the skin at the treatment stage of the WBGC procedure and the time of the patient's stay in the procedural chamber, referred to the time of the beginning of this stage. With regard to WBGC within the temperatures range of –160 to –110 °C the following regularities were found: 1) approximate constancy (descripancy less than 1 %) at the stage of therapeutic modality of the coefficient of heat transfer from the skin surface to the gas medium in the treatment chamber; 2) the exponential dependence of the value of cutaneous blood flow rate (blood perfusion) on the mean temperature of cooled cutaneous coverings; 3) linear dependence of the logarithm of the ratio of the rate of skin temperature reduction to the value of heat flux density removed by convection and radiation on the logarithm time.

Key words: whole body gas cryotherapy, cold exposure, temperature, heat transfer, heat transfer

For citation. Makhaniok A. A., Levin M. L. The effect of whole body gas cryotherapy on the human thermal state. *Vestsi Natsyuanal'nai akademii navuk Belarusi. Seryya fizika-technichnykh navuk = Proceedings of the National Academy of Sciences of Belarus. Physical-technical series*, 2018, vol. 63, no. 2, pp. 220–228 (in Russian). <https://doi.org/10.29235/1561-8358-2018-63-2-220-228>

Введение. Общая газовая криотерапия (ОГКТ) оказывает благотворное влияние на организм человека (пациента) при самых разнообразных расстройствах здоровья и патологических состояниях. Лечебный эффект от применения ОГКТ проявляется, когда температура газового хладагента (охлажденного сухого воздуха или паров азота) составляет менее $-100\text{ }^{\circ}\text{C}$, а продолжительность холодового воздействия (ХВ) находится в интервале времени 2–4 мин. Используемые в настоящее время условия и режимы проведения ОГКТ установлены опытным путем и не имеют обоснования, основанного на учете физиологических, биофизических, биохимических и других механизмов реализации лечебного эффекта и закономерностей, вызываемых подобным кратковременным ХВ или сопровождающих его. В настоящее время известно, что холодовые рецепторы реагируют как на находящийся в определенном диапазоне уровень стационарной температуры (статическая реакция), так и на скорость изменения температуры (динамическая реакция). Холодовые терморепцепторы TRPA1 у людей активируются при понижении температуры кожных покровов ниже $17\text{ }^{\circ}\text{C}$ [1]. Диапазон активации холодовых рецепторов TRPM8 равен $8\text{--}28\text{ }^{\circ}\text{C}$ [2]. Динамический отклик холодовых терморепцепторов возникает при превышении скорости изменения температуры порогового уровня $0,02\text{ }^{\circ}\text{C}/\text{c}$ [3]. В [4, 5] были установлены и исследованы некоторые закономерности терморепцепции при кратковременном остром ХВ и физиологические эффекты, обусловленные этим воздействием, косвенно свидетельствующие о лечебных условиях проведения ОГКТ. На основании этих данных в [6] был сформулирован критерий лечебных условий ОГКТ: лечебный эффект такой терапии достигается, если средняя температура поверхности кожи пациента во время процедуры находится в диапазоне $8\text{--}18\text{ }^{\circ}\text{C}$, а скорость уменьшения этой температуры превышает пороговое значение $\dot{T}_{\text{th}} = 0,05\text{ }^{\circ}\text{C}/\text{c}$.

Цель данного исследования – установление количественной взаимосвязи между интенсивностью теплопотерь пациентом и скоростью охлаждения поверхности его кожи на этапе лечебного воздействия ОГКТ.

Физико-математическая модель ОГКТ. Перед прохождением процедуры ОГКТ пациент в течение 15 мин адаптируется при комнатной температуре. К моменту входа в процедурную камеру температура поверхности его кожи примерно на $10\text{ }^{\circ}\text{C}$ превышает верхний температурный порог, но с началом ХВ начинает быстро уменьшаться. Скорость охлаждения зависит от температуры газового хладагента в процедурной камере и, как показывают численные оценки, для всех вариантов криотерапевтических установок с рабочей (лечебной) температурой от -160 до $-100\text{ }^{\circ}\text{C}$ значительно превышает пороговое значение $0,05\text{ }^{\circ}\text{C}/\text{c}$. Достижение верхней границы терапевтического температурного диапазона $18\text{ }^{\circ}\text{C}$ происходит спустя некоторое время от момента начала процедуры. Это время тем больше, чем выше температура в процедурной камере. При слишком низкой температуре в процедурной камере и большой продолжительности ХВ температура кожи становится меньше нижней границы терапевтического диапазона, и дальнейшее проведение ХВ уже не будет иметь лечебного действия, дополнительного к достигнутому терапевтическому эффекту. Лечебное действие процедуры ОГКТ прекратится и после того, как скорость охлаждения поверхности кожи окажется меньше порогового значения \dot{T}_{th} , что также произойдет через некоторое время от начала ХВ, зависящее от условий проведения ОГКТ.

Распределение и эволюция температуры по глубине биотканей и поверхности кожных покровов пациента могут количественно оцениваться из решения системы уравнений энергии, описывающей перенос тепла в различных частях тела человека, далее называемых компартментами. Эти части имеют тепловую связь между собой, создаваемую кровотоком. В рамках рассматриваемой физической модели ОГКТ тело человека разбивается на 18 частей, состоящих из четырех слоев: ядра (костная или мягкая биоткани), мышечного слоя, слоя подкожной жировой клетчатки и слоя кожи. При этом голова представляется двумя сферическими и цилиндрическими сегментами: «голова», «лоб» и «лицо». Шея и все остальные части имеют цилиндрическую форму. Туловище представляется в виде двух частей – верхней, называемой «грудная клетка», и нижней, условно называемой «живот». Все конечности являются парными и одинаковыми и имеют следующие условные названия: «плечо», «рука», «кисть», «бедро», «голень» и «ступня». Толщины слоев и другие геометрические характеристики компартментов выбираются так, чтобы у модельного человека обеспечивалось соответствие основным антропометрическим харак-

теристикам реального пациента: его росту, общей массе, количеству подкожного жира, мышечной и костной массе.

Теплоперенос в отдельном (k -м) слое j -го компартмента описывается уравнением

$$(\rho C_p)_{jk} \frac{\partial T_{jk}}{\partial t} = \nabla (\lambda_{jk} \nabla T_{jk}) + q_{jk}, \quad (1)$$

где ρ – плотность биоткани, C_p – теплоемкость биоткани, λ – ее теплопроводность, q_{jk} – удельная объемная мощность источников и стоков тепла в биоткани, t – время, T – температура биоткани. Во всех слоях биоткани слагаемое q_{jk} в уравнении энергии (1) учитывает удельную мощность внутренних источников и стоков тепла, в частности обусловленных внутритканевым конвективным (перфузионным) теплообменом [7] и метаболической теплопродукцией: $q_{jk} = q_{\text{conv},jk} + q_{\text{met},jk}$, где $q_{\text{conv},jk} = (\rho C)_{\text{b}} W_{jk} (T_{\text{b}} - T_{jk})$ и $q_{\text{met},jk} = q_{\text{met,bas}} p^{(T_{jk} - T_{\text{bas},jk})/T_{\text{ref}}}$. Здесь индекс b означает кровь, W – перфузия крови, $q_{\text{met,bas}}$ – удельная мощность выделений тепла метаболизма при базальных (термонеutralных) условиях, $p = 2$, $T_{\text{ref}} = 10^\circ\text{C}$ [8] (для головного мозга $p = 3$ [9]). Температура крови T_{b} определяется как средневзвешенная температура всех перфузируемых кровью слоев биоткани (субкомпарментов). Предполагается, что на выходе из каждого слоя она равна его температуре, а изменением температуры крови при движении по крупным сосудам (теплообменом с окружающей сосуд биотканью и между сосудами) можно пренебречь. В компартменте «грудная клетка» учитываются потери тепла на испарение влаги в легких. Величина перфузии крови W характеризует интенсивность внутритканевого кровотока и представляет собой объемный расход крови через биоткань единичного объема. Она является переменной величиной, зависящей от локальной температуры биоткани, типа биоткани и параметров терморегуляционной модели. В данной работе вычисление величины перфузии крови осуществлялось с использованием терморегуляционной модели Столвика [10, 11].

В граничных условиях учитывается непрерывность температуры и теплового потока на границах соседних слоев:

$$T_{jk}|_{\Gamma_{jk}} = T_{j,k-1}|_{\Gamma_{jk}}; \quad \lambda_{jk} \nabla T_{jk}|_{\Gamma_{jk}} = \lambda_{j,k-1} \nabla T_{j,k-1}|_{\Gamma_{jk}}, \quad k = 1, 2, 3, \quad (2)$$

где Γ_{jk} – граница k -го слоя.

Тепловой поток в центре каждого компартмента полагаем нулевым (условие симметрии поля температур по радиусу). На границе кожи и окружающей среды теплообмен описывается законом Ньютона – Рихмана

$$-\lambda_{j4} \nabla T_{j4}|_{\Gamma_{j4}} = \alpha_j (T_{j4}|_{\Gamma_{j4}} - T_e), \quad (3)$$

в котором α_j – коэффициент теплоотдачи, T_e – температура окружающей среды.

Начальное распределение температур для этапа ОГКТ можно выразить следующим образом:

$$T_{jk}(t = 0) = T_{jk}^0. \quad (4)$$

Здесь T_{jk}^0 – распределение температуры по радиусу компартмента j в слое k . Коэффициенты теплоотдачи α_j отличаются для разных частей тела и зависят от температуры поверхности кожи и температуры окружающей среды. При моделировании эти коэффициенты учитывают также радиационный теплообмен между поверхностью кожных покровов пациента и стенками процедурной камеры.

Другие детали постановки тепловой задачи, а также многочисленные геометрические и теплофизические параметры и источники, из которых они были взяты, приведены в [12, 13].

При вычислении средней температуры кожных покровов учитывается температура и площадь лишь открытых участков кожи шеи, туловища, рук и ног. Поверхности головы частично, а кистей и стоп всегда полностью теплоизолированы. Тепловой поток от них полагался нулевым.

Результаты моделирования теплового состояния пациента во время ОГКТ и их обсуждение. Для определения теплового состояния пациента перед общим криовоздействием рассматривали дополнительно три этапа. Первый этап – определение установочных температур, необходимых для применения терморегуляционной модели Столвика [10, 11]. Эти температуры характерны для конкретного человека с его специфическими антропометрическими и возрастными данными. Под следующими этапами подразумеваем пребывание частично обнаженного пациента при комнатной температуре 20 °С в течение 15 мин (второй этап) и его адаптацию к низкой температуре в предкамере криоустановки при –60 °С на протяжении 30 с (третий этап). Завершающий (четвертый) этап моделирования – нахождение пациента в основной процедурной камере криоустановки при $T_e = -110$ °С в течение 3 мин.

Моделирование проводилось для людей стандартизированной комплекции (рост, см × масса тела, кг): 160 × 60, 175 × 75 и 190 × 90 с показателями индекса массы тела $BMI = M/L^2$ от 23,44 до 24,84. В установках ОГКТ с температурой газового хладагента T_e ниже –110 °С этап адаптации в предкамере не предусмотрен, поэтому при моделировании теплового состояния пациента с $T_e < -110$ °С этот этап не учитывался. В табл. 1 и 2 показаны некоторые антропометрические характеристики пациентов (мужчин) рассмотренных комплекций, а также геометрические характеристики крупнейшей части тела «живот» для этих комплекций. Подчеркнем, что здесь явно учтен жир лишь в подкожной жировой клетчатке. Висцеральный жир, обволакивающий внутренние органы брюшной полости, косвенно учитывается в мягких тканях ядра компартамента «живот».

Толщина кожи у людей разного телосложения в соответственных местах одинакова. Изменение массовой доли кожи у людей разной комплекции, как это видно из табл. 1, существенно и связано с различием в площади кожных покровов. Толщина подкожной клетчатки у людей стандартизированной комплекции изменяется относительно слабо с изменением их роста и массы в диапазоне от 160 × 60 до 190 × 90.

Таблица 1. Антропометрические характеристики пациентов (мужчин) рассматриваемых комплекций
Table 1. Anthropometric characteristics of patients (men) of the examined body types

Телосложение	BMI	Масса биоткани, кг (%)			
		ядро	мышцы	жир	кожа
160 × 60	23,44	23,8 (29,6)	25,7 (42,8)	7,5 (12,5)	3,0 (5,1)
175 × 75	24,49	28,8 (38,4)	32,2 (42,9)	10,3 (13,7)	3,7 (4,9)
190 × 90	24,84	34,4 (38,3)	38,4 (42,7)	12,8 (14,3)	4,3 (4,8)

Таблица 2. Некоторые характеристики компартамента «живот» рассматриваемых комплекций мужчин и температура крови и кожи после 15 мин адаптации при комнатных условиях

Table 2. Some characteristics of the “stomach” compartment of the men’s body types under consideration and the temperature of the blood and skin after 15 minutes of adaptation under room conditions

Телосложение	Толщина подкожного жира, мм	Площадь поверхности кожи, м ²	Удельная площадь кожи, %	Температура перед ОГКТ	
				крови, °С	поверхности кожи, °С
160 × 60	8,94	0,40	26,6	36,77	33,86
175 × 75	9,58	0,44	23,9	36,76	33,85
190 × 90	9,86	0,48	22,3	36,76	33,86

Последние две строки табл. 2 показывают независимость температуры крови и поверхности компартамента «живот» от телосложения после адаптации пациентов при комнатных условиях в течение 15 мин.

В слое кожи компартамента «живот» перфузия крови перед ОГКТ составила 7,82 мл/(100 г·мин), или $1,30 \cdot 10^{-3} \text{ с}^{-1}$.

Рис. 1, 2 демонстрируют изменения основных показателей теплообмена и теплового состояния пациента во время его нахождения в процедурной камере при ОГКТ с температурой газо-

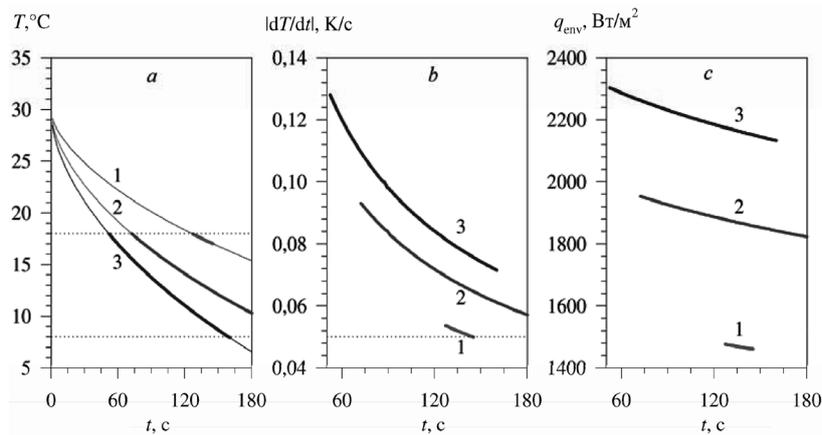


Рис. 1. Средняя температура поверхности кожных покровов (а), скорость ее уменьшения (b) и плотность теплового потока от поверхности кожи (с) при ОГКТ пациента с телосложением 175×75 : 1 – минус 110°C , 2 – минус 140°C , 3 – минус 160°C

Fig. 1. The average temperature of the skin surface (a), the rate of its decrease (b), and the heat flux density from the skin surface (c) for WBGC of the patient with a body type 175×75 : 1 – minus 110°C , 2 – minus 140°C , 3 – minus 160°C

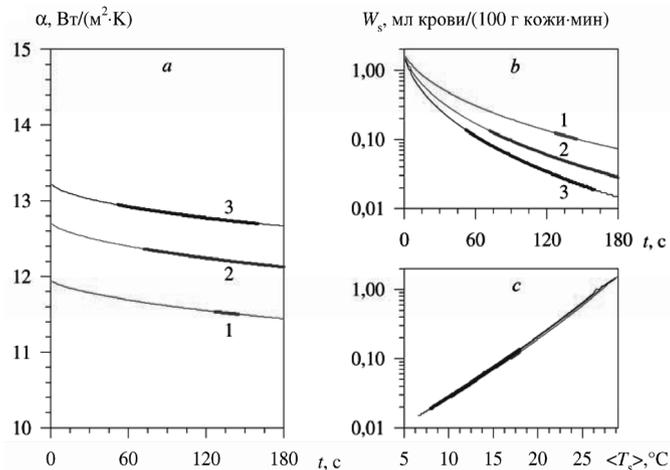


Рис. 2. Эволюция средних значений коэффициента теплоотдачи (а) и интенсивности кожного кровотока (b) от времени и зависимость перфузии крови в коже от средней температуры поверхности кожи (с) при ОГКТ пациента с телосложением 175×75 : 1 – минус 110°C , 2 – минус 140°C , 3 – минус 160°C

Fig. 2. Evolution of the mean values of heat transfer coefficient (a) and intensity of cutaneous blood flow (b) versus time and the dependence of blood perfusion in the skin on the average skin surface temperature (c) for WBGC of a patient with a body type 175×75 : 1 – minus 110°C , 2 – minus 140°C , 3 – minus 160°C

вого хладагента от -160 до -110°C . Индекс s на рис. 2 и далее означает, что параметр относится к коже. Жирными линиями выделены участки, на которых процедура ОГКТ дает лечебный эффект. Расхождения в их протяженности обусловлены сочетанием различий в условиях (интенсивности) отвода тепла от кожных покровов пациента и действия ограничений по величине температуры поверхности и скорости уменьшения этой температуры.

В случае ОГКТ при -110°C верхняя граница лечебной температуры достигается лишь спустя примерно 2 мин от начала острого ХВ. Ограничением лечебной экспозиции явилась скорость охлаждения, которая оказалась ниже порогового уровня менее чем через 30 с от начала терапевтического режима данной процедуры. При ОГКТ с температурой газового хладагента -160°C лечебное действие ОГКТ возникает значительно раньше, чем при -110°C , и, согласно нашим модельным расчетам, прекращается до завершения самой процедуры из-за понижения температуры кожных покровов ниже минимального порогового уровня 8°C . Обращает на себя внимание близкая к линейной зависимость от времени плотности теплового потока от поверхности кожи на лечебном этапе ОГКТ (рис. 1, с).

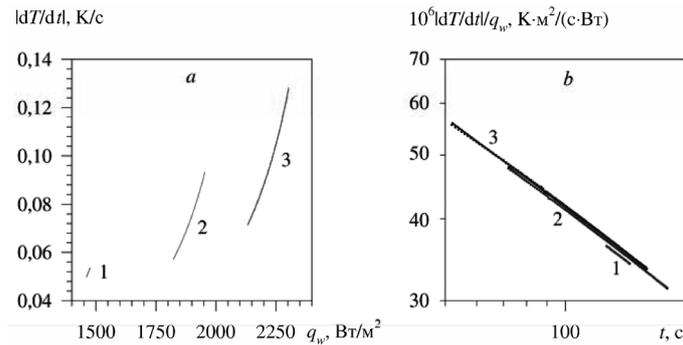


Рис. 3. Взаимосвязь между скоростью уменьшения температуры поверхности кожи и величиной плотности теплового потока (а) и относительной величиной этих параметров в зависимости от времени (b) при ОГКТ пациента с телосложением 175 × 75: 1 – минус 110 °С, 2 – минус 140 °С, 3 – минус 160 °С

Fig. 3. Relationship between the rate of decrease of the temperature of the skin surface and the value of the heat flux density (a) and the relative value of these parameters as a function of time (b) for WBGК of a patient with a body type 175 × 75: 1 – minus 110 °С, 2 – minus 140 °С, 3 – minus 160 °С

На лечебном этапе ОГКТ характерна линейная зависимость коэффициента теплоотдачи от времени (рис. 2, а). Более того, с относительной погрешностью менее 1 % можно полагать этот коэффициент постоянным.

Рис. 2, b показывает изменение логарифма величины перфузии крови в коже, качественно подобное изменению средней температуры поверхности кожи. Сопоставление этих параметров при одинаковых временах ХВ обнаруживает, во-первых, близкую к линейной взаимосвязь между ними и, во-вторых, независимость этой взаимосвязи от условий теплообмена (рис. 2, c). Таким образом, на лечебном отрезке времени ОГКТ возникает близкая к экспоненциальной зависимость перфузии крови в коже от температуры поверхности кожи.

Еще более интересным и значимым оказывается соотношение между скоростью уменьшения температуры поверхности кожи и величиной плотности теплового потока, показанное на рис. 3. Хотя связь между скоростью изменения температуры поверхности кожи и величиной теплового потока от кожи нелинейна и обусловлена температурой газового хладагента, логарифм отношения \dot{T}_s / q_s зависит от логарифма времени линейно с коэффициентом корреляции выше 0,9994, а влияние условий охладений почти исчезает (рис. 3, b).

Это означает, что между данными параметрами имеется взаимосвязь следующего вида (здесь и далее индекс s опущен для краткости и подразумевается значение параметра T или q на поверхности кожи)

$$\frac{\dot{T}}{q} = C \exp(-\gamma t) = \frac{\dot{T}_u}{q_u} \exp\left(-\gamma \frac{t}{t_u}\right), \quad (5)$$

где индекс u обозначает начало лечебного режима ОГКТ, то есть момент времени достижения верхней границы лечебной температуры 18 °С.

На основании эмпирического соотношения (5) в приближении постоянства коэффициента теплоотдачи на лечебном этапе ОГКТ нетрудно получить зависимость температуры поверхности кожных покровов от времени охлаждения. Непосредственное интегрирование выражения (5) по времени дает соотношение

$$\ln \Theta = \frac{\beta}{1-\gamma} (1-\tau^{1-\gamma}), \quad (6)$$

в котором параметр $\beta = \frac{|\dot{T}_u| t_u}{T_u - T_e}$, а также введены следующие обозначения для безразмерной температуры поверхности кожи и времени: $\Theta = \frac{T - T_e}{T_u - T_e}$, $\tau = t / t_u$. Параметр β зависит от ско-

рости охлаждения в момент времени t_u и обусловлен всей совокупностью антропометрических, теплофизических и режимных параметров, входящих в тепловую задачу ОГКТ.

Из соотношения (6) следует, что в случае, когда ограничением лечебного этапа ОГКТ является скорость уменьшения температуры кожных покровов пациента, то есть в момент времени t_d имеем $|\dot{T}_d| = R_{th}$, а относительное время этого момента является корнем уравнения

$$\tau_d^{1/(1-\gamma)} + \frac{1-\gamma}{\beta} \tau_d^{1/\gamma} = 1 - \frac{1-\gamma}{\beta} \ln \frac{R_{th}}{|\dot{T}_u|}. \quad (7)$$

В случае достижения наименьшего значения лечебной температуры из (5) получаем для соответствующего момента времени соотношение

$$\tau_d = \left(1 - \frac{\ln \Theta_d}{\beta} \right)^{1/(1-\gamma)}, \quad (8)$$

где $\Theta_d = \frac{8-T_e}{18-T_e} < 1$ – константа при заданной температуре газового хладагента.

Соотношения (7) и (8) интересны тем, что они позволяют оценивать продолжительность ОГКТ, при которой достигается максимальная для заданных условий лечебная экспозиция. Такую задачу мы здесь не рассматриваем, имея в виду дальнейшее продолжение исследований особенностей теплообмена и теплового состояния пациентов при ОГКТ в случае произвольных сочетаний роста и массы, относительного количества мышечной и жировой биоткани, а также возрастных и других индивидуальных особенностей.

Параметры C и γ эмпирической модели (5) приведены в табл. 3.

Таблица 3. Параметры модели (5) и результаты оценки времени окончания лечебного этапа ОГКТ для различных комплекций пациентов и условий проведения ОГКТ

Table 3. Parameters of the model (5) and the results of the evaluation of the completion time of the treatment phase of WBGC for different patient populations and conditions for WBGC

Температура газового хладагента, °С	Параметр		Ошибка (%) величины t_d/t_u при $\gamma = 0,5$
	C	γ	
<i>Телосложение 160 × 60</i>			
-110	2,518	0,455	-0,64
-140	2,544	0,464	—*
-160	2,530	0,455	2,01
<i>Телосложение 175 × 75</i>			
-110	2,527	0,459	-0,73
-140	2,537	0,461	—*
-160	2,525	0,452	2,11
<i>Телосложение 190 × 90</i>			
-110	2,522	0,457	-1,14
-140	2,534	0,460	—*
-160	2,521	0,451	2,94

Примечание: * – ошибка не оценивалась, так как лимитирующим фактором была продолжительность ОГКТ, то есть на момент окончания процедуры (3 мин) температура и скорость ее изменения находились в терапевтическом диапазоне значений.

Можно отметить примерное постоянство параметров эмпирической модели (5) для ОГКТ в диапазоне температур газового хладагента от -160 до -110 °С. Так, параметр C имеет разброс относительно среднего значения менее 0,5 %, а параметр γ – менее 1,4 %.

Заключение. На лечебном отрезке времени ОГКТ обнаруживается несколько закономерностей, соблюдаемых с высокой точностью при температурах газового хладагента от -160 до -110 °С.

В частности: 1) примерное постоянство (ошибка менее 1 %) на протяжении лечебного этапа среднего значения коэффициента теплоотдачи от поверхности кожи в газовую среду процедурной камеры; 2) экспоненциальная зависимость величины интенсивности кожного кровотока (перфузии крови) от средней температуры охлаждаемых кожных покровов; 3) линейная зависимость от логарифма времени логарифма отношения скорости уменьшения температуры поверхности кожи к величине теплового потока, отводимой конвекцией и излучением плотности. Последняя закономерность в сочетании с первой позволяет получить выражение, явным образом связывающее относительную температуру кожных покровов от времени и в перспективе оптимизировать продолжительность ОГКТ для получения максимальной лечебной экспозиции с учетом индивидуальных антропометрических особенностей пациентов.

Список использованных источников

1. ANKTM1, a TRP-like Channel Expressed in Nociceptive Neurons, Is Activated by Cold Temperatures / G. M. Story [et al.] // *Cell*. – 2003. – Vol. 112, iss. 6. – P. 819–829. [https://doi.org/10.1016/S0092-8674\(03\)00158-2](https://doi.org/10.1016/S0092-8674(03)00158-2)
2. Ständer, S. Neuroreceptors and Mediators / S. Ständer, T. A. Luger // *Neuroimmunology of the Skin* / eds. R. D. Granstein, T. A. Luger. – Berlin ; Heidelberg: Springer-Verlag, 2009. – P. 13–22. https://doi.org/10.1007/978-3-540-35989-0_2
3. Molinary, H. H. The effect of rate of temperature change and adapting temperature on thermal sensitivity / H. H. Molinary, G. D. Greenspan, D. R. Krenshalo // *Sensory Processes*. – 1977. – Vol. 1, № 4. – P. 354–362.
4. Роль терморепреции в функциональных изменениях эффекторных систем при термических воздействиях на организм / Т. В. Козырева [и др.] // *Бюллетень СО РАМН*. 2004. – № 2. – С. 123–129.
5. Зависимость формирования терморегуляторных реакций на охлаждение от типа активности кожных терморепрепторов / Е. Я. Ткаченко [и др.] // *Бюллетень СО РАМН*. – 2010. – Т. 30, № 4. – С. 95–100.
6. Лавров, Н. А. Аспекты определения индикаторов дозирования общего криотерапевтического воздействия для получения эффекта криостимуляции / Н. А. Лавров, С. К. Савельев, Д. В. Курнасов // *Труды IX Междунар. науч.-практ. конф. «Криотерапия в России»*, г. Санкт-Петербург, 12 мая 2016 г. – СПб.: Ун-т ИТМО, 2017. – С. 20–28.
7. Pennes, H. H. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm / H. H. Pennes // *J. Appl. Physiol.* – 1948. – Vol. 1. – P. 93–122. <https://doi.org/10.1152/jappl.1948.1.2.93>
8. Маханёк, А. А. Теплофизические аспекты общей газовой криотерапии / А. А. Маханёк, М. Л. Левин, В. Л. Драгун // *Вес. Нац. акад. наук Беларусі. Сер. фіз.-тэхн. навук.* – 2011. – № 3. – С. 59–71.
9. Xu, X. A mathematical model for human brain cooling during cold-water near-drowning / X. Xu, P. Tikuisis, G. Giesbrecht // *J. Appl. Physiol.* – 1999. – Vol. 86, № 1. – P. 265–272. <https://doi.org/10.1152/jappl.1999.86.1.265>
10. Stolwijk, J. A. J. Temperature regulation in man – A theoretical study / J. A. J. Stolwijk, J. D. Hardy // *Pflügers Archiv*. – 1966. – Vol. 291, iss. 2. – P. 129–162. <https://doi.org/10.1007/bf00412787>
11. Stolwijk, J. A. J. Mathematical models of thermal regulation / J. A. J. Stolwijk // *Annals of the New York Academy of Sciences*. – 1980. – Vol. 335, iss. 1. – P. 98–106.
12. Левин, М. Л. Влияние некоторых факторов теплообмена при общей криотерапии на температуру кожных покровов / М. Л. Левин, А. А. Маханёк, В. Л. Драгун // *Тр. II науч.-практ. конф. «Криотерапия в России»*, г. Санкт-Петербург, 14 мая 2009 г. – Санкт-Петербург, 2009. – СПб.: Ун-т ИТМО – С. 80–103.
13. Charny, C. K. A whole body thermal model of man during hyperthermia tissues / C. K. Charny, M. J. Haggmann, R. L. Levin // *IEEE Trans. on Biomed. Eng.* – 1987. – Vol. BME-34, iss. 5. – P. 375–386. <https://doi.org/10.1109/tbme.1987.325969>

References

1. Story G. M., Peier A. M., Reeve A. J., Eid S. R., Mosbacher J., Hricik T. R., Earley T. J., Hergarden A. C., Andersson D. A., Sun Wook Hwang, Intyre P. Mc, Jegla T., Bevan S., Patapoutian A. ANKTM1, a TRP-like Channel Expressed in Nociceptive Neurons, Is Activated by Cold Temperatures. *Cell*, 2003, vol. 112, iss. 6, pp. 819–829. [https://doi.org/10.1016/S0092-8674\(03\)00158-2](https://doi.org/10.1016/S0092-8674(03)00158-2)
2. Ständer S., Luger T. A. Neuroreceptors and Mediators. Granstein R. D., Luger T. A. (eds.) *Neuroimmunology of the Skin*. Berlin, Heidelberg, Springer-Verlag, 2009, pp. 13–22. https://doi.org/10.1007/978-3-540-35989-0_2
3. Molinary H. H., Greenspan G. D., Krenshalo D. R. The effect of rate of temperature change and adapting temperature on thermal sensitivity. *Sensory Processes*, 1977, vol. 1, no. 4, pp. 354–362.
4. Kozyreva T. V., Tkachenko E. Ya., Eliseeva L. S., Simonova T. G., Kozaruk V. N., Gonsales E. V., Lomakina S. V. The role of thermoreception in functional changes in effector systems under thermal effects on the body. *Byulleten' Sibirskogo otdeleniya Rossiiskoi akademii meditsinskikh nauk = Bulletin of the Siberian Branch of the Russian Academy of Medical Sciences*, 2004, no. 2 (112), pp. 123–129 (in Russian).
5. Tkachenko E. Ya., Kozaruk V. P., Khramova G. M., Voronova I. P., Meita E. S., Kozyreva T. V. Dependence of the formation of thermoregulatory reactions on cooling on the type of activity of cutaneous thermoreceptors. *Byulleten' Sibirskogo otdeleniya Rossiiskoi akademii meditsinskikh nauk = Bulletin of the Siberian Branch of the Russian Academy of Medical Sciences*, 2010, vol. 30, no. 4, pp. 95–100 (in Russian).

6. Lavrov N. A., Savel'ev S. K., Kurnasov D. V. Aspects of determining the dosing indicators of the total cryoteria effect for obtaining the cryostimulation effect. *Trudy IX Mezhdunarodnoy nauchno-prakticheskoy konferentsii "Krioterapiya v Rossii", Sankt-Peterburg, 12 maya 2016 g.* [Proceedings 9th International Scientific and Practical Conference "Cryotherapy in Russia", Saint Petersburg, May 12, 2016]. Saint Petersburg, ITMO University, 2017, pp. 20–28 (in Russian).

7. Pennes H. H. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm. *Journal of Applied Physiology*, 1948, vol. 1, pp. 93–122. <https://doi.org/10.1152/jappl.1948.1.2.93>

8. Makhaniok A. A., Levin M. L., Dragun V. L. Thermophysical aspects of the whole body gas cryotherapy. *Vestsi Natsyonal'noi akademii navuk Belarusi. Seryya fizika-technichnykh navuk = Proceedings of the National Academy of Sciences of Belarus. Physical-technical series*, 2011, no. 3, pp. 59–71 (in Russian).

9. Xu X., Tikuisis P., Giesbrecht G. A mathematical model for human brain cooling during cold-water near-drowning. *Journal of Applied Physiology*, 1999, vol. 86, no. 1, pp. 265–272. <https://doi.org/10.1152/jappl.1999.86.1.265>

10. Stolwijk J. A. J., Hardy J. D. Temperature regulation in man – A theoretical study. *Pflügers Archiv*, 1966, vol. 291, iss. 2, pp. 129–162. <https://doi.org/10.1007/bf00412787>

11. Stolwijk J. A. J. Mathematical models of thermal regulation. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1980, vol. 335, iss. 1, pp. 98–106. <https://doi.org/10.1111/j.1749-6632.1980.tb50739.x>

12. Levin M. L., Makhaniok A. A., Dragun V. L. Influence of some heat transfer factors in the whole body cryotherapy on the temperature of the skin. *Trudy II Mezhdunarodnoy nauchno-prakticheskoy konferentsii "Krioterapiya v Rossii", Sankt-Peterburg, 14 maya 2009 g.* [Proceedings 2th International Scientific and Practical Conference Cryotherapy in Russia, Saint Petersburg, May 14, 2009]. Saint Petersburg, ITMO University, 2009, pp. 80–103 (in Russian).

13. Charny C. K., Hagmann M. J., Levin R. L. A whole body thermal model of man during hyperthermia tissues. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1987, vol. BME-34, iss. 5, pp. 375–386. <https://doi.org/10.1109/tbme.1987.325969>

Информация об авторах

Маханёк Александр Анатольевич – кандидат физико-математических наук, старший научный сотрудник лаборатории нанопроцессов и технологий, Институт тепло- и массообмена имени А. В. Лыкова Национальной академии наук Беларуси (ул. П. Бровки, 15, 220072, Минск, Республика Беларусь). E-mail: amakh@tut.by

Левин Марк Львович – кандидат технических наук, старший научный сотрудник лаборатории нанопроцессов и технологий, Институт тепло- и массообмена имени А. В. Лыкова Национальной академии наук Беларуси (ул. П. Бровки, 15, 220072, Минск, Республика Беларусь). E-mail: marklvn@belhard.com

Information about the authors

Aliaksandr A. Makhaniok – Ph. D. (Physics and Mathematics), Senior Researcher of the Laboratory of Nanoprocess and Technologies, A. V. Luikov Heat and Mass Transfer Institute of the National Academy of Sciences of Belarus (15, P. Brovka Str., 220072, Minsk, Republic of Belarus). E-mail: amakh@tut.by

Mark L. Levin – Ph. D. (Engineering), Senior Researcher of the Laboratory of Nanoprocess and Technologies, A. V. Luikov Heat and Mass Transfer Institute of the National Academy of Sciences of Belarus (15, P. Brovka Str., 220072, Minsk, Republic of Belarus). E-mail: marklvn@belhard.com