

УДК 621.593

## Моделирование нестационарного переноса теплоты в объекте общего криотерапевтического воздействия (WBC)

Д-р техн. наук **Баранов А.Ю.** abaranov@corp.ifmo.ru

Канд. техн. наук **Малышева Т.А.**

**Шестакова О.А.** oashestakova@corp.ifmo.ru

Университет ИТМО

191002, Санкт-Петербург, ул. Ломоносова, 9

*Общая криотерапия – физиотерапевтическая процедура, основанная на интенсивном переохлаждении покровных тканей человеческого тела. Целью общего криотерапевтического воздействия является стимуляция холодовых пороговых рецепторов кожи за счет снижения температуры поверхности тела до субтерминимальной температуры  $-2$  °С. В этом случае сигналы кожных рецепторов достигают максимальной интенсивности и вызывают в организме человека позитивные сдвиги широкого спектра.*

*Разработка технологии переохлаждения тела криогенной газовой средой осложнено этическими требованиями. Единственным способом исследований в этой области является метод математического моделирования. Учитывая сложность строения объекта переохлаждения, построение его полной математической модели представляется неразрешимой задачей. Учитывая специфику моделируемого процесса, для исследований в области технологии общего криотерапевтического воздействия можно воспользоваться упрощенным математическим аналогом покровных тканей человеческого тела. Показана работоспособность математической модели «оболочки» человеческого тела, построенной с использованием пассивной границы моделируемого объекта.*

**Ключевые слова:** пассивная граница, полуорганическое тело, распределенные источники теплоты, WBC.

DOI:10.17586/2310-1148-2017-10-4-31-39

---

## Modeling of non-stationary transfer of heat in the object of general cryotherapeutic influence (WBC)

D.Sc. **Baranov A.Y.** abaranov@corp.ifmo.ru

Ph.D. **Malysheva T.A.**

**Shestakova O.A.** oashestakova@corp.ifmo.ru

ITMO University

191002, Russia, St. Petersburg, Lomonosov str., 9

*General cryotherapy is a physiotherapy procedure based on intensive hypothermia of the covering tissues of the human body. The purpose of the General cryotherapy is to stimulate the cold threshold receptors of the skin by reducing the surface temperature of the body to the subterminmal temperature  $-2$  °C. In this case, the signals of the skin receptors reach maximum intensity and cause positive shifts in the broad spectrum in the human body.*

*Development of technology for the supercooling of body cryogenic gaseous medium is complicated by ethical requirements. The only method of research in this area is the method of mathematical modeling. Given the complexity of the structure of the object of exposure, the construction of a complete mathematical model seems to be an impossible task. Taking into account the specifics of the simulated process, a simplified mathematical analogue of the cover tissues of the human body can be used for research in the field of General cryotherapeutic impact technology. The efficiency of the mathematical model of the "shell" of the human body constructed using the passive boundary of the simulated object is shown.*

**Keywords:** passive border, nurture semi-organic body, distributed heat sources, WBC.

---

### Введение

Методика общего криотерапевтического воздействия разработана японским врачом Т. Ямаучи в 80-х годах XX века [1, 2]. Суть метода известного в мире как «криогенная стимуляция всего тела» (WBC) заключалась

в кратковременном воздействии воздухом с температурой  $-170^{\circ}\text{C}$  на большую часть кожного покрова человеческого тела.

Практика показала, что WBC способна обеспечить восстановительное лечение ряда тяжелых заболеваний: ревматического артрита, бронхиальной астмы, псориаза. Сегодня WBC используют для лечения сахарного диабета, инсультов, остеопороза. Широкий список показаний, быстрота реализации и высокая эффективность WBC, сделали эту процедуру наиболее социально значимой из всех высоко технологичных медицинских манипуляций.

Вместе с тем, эмпирический характер исследований Т. Ямаучи [1, 2] стал причиной того, что даже спустя 40 лет клинического применения WBC, не существует общепринятой концепции объединяющей физические условия достижения максимального позитивного результата.

Эффективность определяют теплофизические процессы, которые протекают в условиях беспрецедентно высокой интенсивности отвода теплоты за крайне непродолжительный период времени. Тепловые эффекты WBC не могут быть описаны на основе традиционных представлений о взаимодействии человеческого тела с теплоотводящими средствами.

Попытки описать эффекты WBC на основе известных из литературы [3] данных, вводят исследователей в заблуждения, являются причиной неверных технических и технологических решений, ставят под сомнение лечебную эффективность метода WBC [4].

Для преодоления заблуждений и неверных толкований физических основ WBC, необходимо исследовать и описать процессы переноса теплоты через покровные ткани человеческого тела и охлаждающей газовой среде, определить глубину распространения возмущений поля температур пациента, оценить интенсивность отвода теплоты и интегральные потери теплоты.

Единственной основой решения поставленной задачи является методика математического эксперимента.

### Общие сведения о методе WBC

В 1981 году японский врач Т. Ямаучи предложил принципиально новый подход к применению криогенных температур в лечебных целях [1, 2], использовал для лечения ревматоидного артрита кратковременное (до 3 мин) воздействие криогенным газом всю поверхность тела человека. В зарубежной литературе распространено наименование Whole-body-cryotherapy (WBC). Для унификации понятий и сокращения обозначений далее используется эта англоязычная аббревиатура. Технология WBC по методу Т. Ямаучи предполагала контакт всего кожного покрова тела с осушенным и охлажденным до температуры  $-170^{\circ}\text{C}$  воздухом [2].

По данным разработчика метода, WBC на 6 часов устраняло болевые ощущения в пораженных ревматоидным артритом уставах, а двухнедельный цикл процедур обеспечивал восстановление структуры суставного хряща. Сегодня WBC используется для лечения целого ряда тяжелых заболеваний, таких как бронхиальная астма, псориаз, эпилепсия, сахарный диабет и т.д.

Наряду с крайне низким уровнем температуры охлаждающей среды и быстротечностью WBC отличается от большинства гипотермических методов тем, что применяется без учета возраста и тренированности пациента [6]. Это дает основания утверждать, что безопасность пациента (объекта WBC) не зависит от тренированности его системы терморегуляции.

Построение теплофизической концепции WBC существенно упрощается тем, что физиологи условно делят человеческое тело на две части «оболочку» и «ядро» [3].

Оболочку тела образуют покровные ткани, которые без ущерба переносят значительное, на  $20-30^{\circ}\text{C}$ , переохлаждение. Ткани ядра тела даже при незначительном переохлаждении испытывают подвергаются различным рискам. Например, переохлаждение легких на  $2-3^{\circ}\text{C}$  может спровоцировать развитие пневмонии, а при поступлении в сердце крови с температурой менее  $26,5^{\circ}\text{C}$  происходит необратимая остановка водителя сердечного ритма [3].

Сопоставляя эти данные можно предположить, что гипотермическое воздействие криогенной среды на тело пациента локализуется в пределах его оболочки. Глубина распространения возмущений поля температур оболочки определяется свойствами покровных тканей и продолжительностью контакта поверхности тела с криогенным газом [6].

Используя литературные данные [3] можно количественно описать строение оболочки тела. Считается [6], что на долю оболочки приходится примерно 30 % массы тела. Для субъекта массой 80 кг, масса оболочки  $G_S$  составит 24 кг. Учитывая то, что средняя плотность покровных тканей человека  $\bar{\rho}_S$  составляет примерно  $1000 \text{ кг/м}^3$  [7], а средняя площадь кожного покрова  $\bar{f}_S$  составляет  $1,6 \text{ м}^2$  [3], можно определить среднюю толщину оболочки:

$$\bar{\Delta}_C = G_S / (\rho_S * f_S),$$

$$\Delta_s = 0,015 \text{ м.}$$

Полученная величина в полной мере соответствует смыслу термина «оболочка», т.к. значительно меньше эффективного диаметра поперечного сечения тела. Можно принять допущение, что тело представляет собой цилиндр высотой  $Y_T = 1,7 \text{ м}$  и средней плотностью  $\bar{\rho}_S = 1000 \text{ кг/м}^3$  [7]. Эффективный диаметр такого цилиндра  $d_T^*$  определится с учетом средней массы  $G_T$  человеческого тела:

$$d_T^* = (4G_T/\pi \cdot \rho \cdot Y_T)^{0,5}, \quad d^* \approx 0,25 \text{ м}$$

Эффективный диаметр тела в 16 раз больше толщины оболочки, что позволяет не учитывать кривизну объекта WBC при описании процесса переноса теплоты. Упрощенное количественное описание объекта WBC позволяет составить его физическую модель.

### Физическая модель WBC

В общем случае физическая модель объекта WBC исследований представляет собой его упрощенный аналог, полученный путем принятия системы допущений, которая позволяет заменить реальное тело элементами, пригодными для последующего аналитического описания. Чем сложнее объект, тем большее количество допущений необходимо для того, чтобы его физическая модель стала применима для математического моделирования. Строение оболочки тела человека необычайно сложно, но с учетом быстротечности исследуемого процесса и интенсивности отвода теплоты, можно без ущерба для достоверности моделирования исключить из рассмотрения целый ряд аспектов.

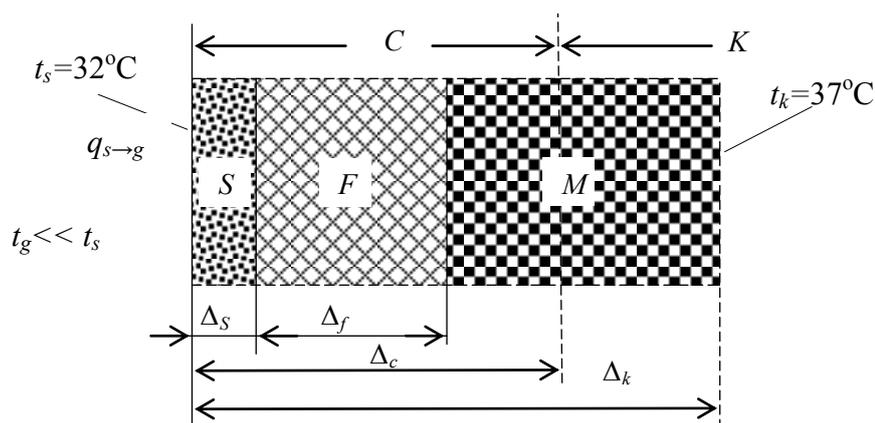


Рис. 1. Тепловая схема оболочки тела:

(S – эпителий, F – жировая ткань, M – мышцы, C – оболочка тела, K – ядро тела)

Процессы в объекте WBC позволяет описать тепловая схема, приведенная на рис. 1. Оболочка тела образована тремя плоскими слоями из разнородных тканей: эпителия – S, жира – F, мышц – M. Граница раздела оболочки – C и ядра тела – K находится в мышечном слое. Температура ядра тела  $t_k$  постоянна:

$$t_k = \text{const} = 37 \text{ }^\circ\text{C.}$$

Температура поверхности оболочки  $t_s$  зависит от интенсивности внешнего отвода теплоты:

$$t_s = f(q_s - g).$$

Номинальная температура поверхности оболочки  $t_s = 32 \text{ }^\circ\text{C}$ .

Толщина покровных тканей является субъективным признаком:

$$1 \leq \Delta_s \leq 3; \quad 5 \leq \Delta_f \leq 15.$$

Для физической модели принимаем средние значения толщин  $\Delta_s = 2 \text{ мм}$ ,  $\Delta_f = 10 \text{ мм}$ . Ранее определена толщина ткани оболочки  $\Delta_c = 15 \text{ мм}$ . В физической модели оболочки используется понятие пассивной границы объекта. Пассивная граница, зона в которой за время WBC не может произойти изменение температуры. Как

видно из рис. 1, пассивная граница удалена от поверхности тела на расстояние  $\Delta_k > \Delta_c$ , т.е. пассивная граница объекта размещена в ядре тела и на ней выполняется условие:

$$t_k = \text{const}$$

Покровные ткани имеют разные физические свойства: плотность  $\rho$ , влагосодержание  $\phi$ , удельную теплоемкость  $c$  и теплопроводность  $\lambda$  (см. табл. 1).

Эпителиальный и мышечный слои обладают собственной теплотворной способностью  $q_g$ , которая процессами метаболизма. При построении математической модели WBC принято допущение о том, что теплотворная способность тканей равномерно распределена по объему, т.е. является распределенным источником теплоты:

$$q_v = \rho q_g.$$

Таблица 1

**Теплофизические свойства покровных тканей человека [7]**

Ткань	$\rho$ , кг/м <sup>3</sup>	$\phi$ , %	$c$ , Дж/кг·К	$\lambda$ , Вт/м·К	$q_g$ , Вт/кг
Эпителий	1093	53,5 – 72,5	3600	0,389	10,06
Мышцы	1041	68,5 – 80,3	3456	0,439	6,99
Жировая ткань	916	15 – 20	2250	0,200	–

По толщине оболочки температура тканей снижается от температуры ядра  $t_k = \text{const}$  до температуры поверхности эпителия, которая зависит от условий внешнего отвода теплоты.

Для определения начального распределения температуры по толщине оболочки принято допущение о том, что температура эпителиального слоя постоянна по толщине и равна 32 °С:

$$\text{при } 0 < x \leq \Delta_s, \quad t_x = 32 \text{ }^\circ\text{C}.$$

Учитывая то, что слой мышц частично находится в пределах ядра тела, принято допущение о постоянстве температуры мышечного слоя:

$$\text{при } x > \Delta_f, \quad t_x = t_k = 37 \text{ }^\circ\text{C}.$$

Изменение температуры оболочки от температуры эпителия до температуры ядра происходит в жировом слое. Принято допущение о том, что изменение температуры происходит по линейному закону:

$$\text{при } \Delta_s < x \leq \Delta_f, \quad t_x = t_s + (t_k - t_s) (x - \Delta_f) / (\Delta_f - \Delta_s).$$

Граничные условия для физической модели объекта WBC определены условиями исследуемого процесса. На внешней поверхности объекта процесс переноса описывается граничным условием третьего рода:

$$q_{s \rightarrow q} = f(\tau).$$

На внутренней, пассивной, границе объекта применимо граничное условие первого рода:

$$\text{при } x = \Delta_k, \quad t_x = t_k = 37 \text{ }^\circ\text{C}.$$

Изложенный материал полностью определяет физическую модель объекта WBC, что позволяет перейти к формированию его математической модели.

### Математическая модель объекта WBC

С теплофизической точки зрения процесс WBC представляет собой искусственное переохлаждение оболочки тела человека. Физический смысл переохлаждения сводится к снижению теплосодержания (энтальпии) элементарных участков охлаждаемого объекта.

Снижение теплосодержания тканей вызывает изменение их температуры. Для построения математической модели объекта WBC рационально воспользоваться уравнением энергии [8].

Толщина оболочки тела значительно меньше его эффективного диаметра и высоты, поэтому для математической модели можно использовать одномерную запись уравнения энергии:

$$\rho \frac{\partial h}{\partial \tau} = \frac{\partial q_x}{\partial x} + q_v, \quad (1)$$

Уравнение – дифференциальное уравнение первого порядка. Для решения уравнений этого типа используется метод конечных разностей, основанный замене производных конечно–разностными отношениями. Разностные уравнения решаются для всех узловых точек рассматриваемой области, включая и граничные.

При замене производных разностными приближениями получим:

$$\rho \frac{(h'_i - h_i)}{\Delta \tau} = \frac{\Delta q_x}{\Delta x} + q_v, \quad (2)$$

где  $h, h'$  – энтальпия вещества в  $i$ -точке в момент времени  $\tau$  и  $\tau + \Delta \tau$  соответственно,  $\Delta q_x$  – разность тепловых потоков от смежных от узловых точек;  $q_v$  – распределенный подвод теплоты от внутренних источников в объеме, отнесенном к  $i$ -й узловой точке.

Решая уравнение (2) относительно  $h'$ , получим:

$$h'_i = h_i + \frac{(\Delta q_x + q_v \Delta x) \Delta \tau}{\Delta x \rho}. \quad (3)$$

Разность тепловых потоков от смежных от узловых точек  $\Delta q_x$ , определяется соотношением подвода теплоты от предстоящего и последующего узла:

$$\Delta q_x = q_{i-1} + q_{i+1}. \quad (4)$$

Тепловые потоки от смежных точек рассчитываются по известным значениям температур и теплопроводности материала текущей узловой точки:

$$q_{i-1} = -\lambda \frac{(T_i - T_{i-1})}{\Delta x}, \quad q_{i+1} = -\lambda \frac{(T_i - T_{i+1})}{\Delta x} \quad (5)$$

На внешней границе объекта ( $i = 1$ ) тепловой поток  $q_{i-1}$  определяется конвекцией:

при  $i = 1$

$$q_{i-1} = q_{s \rightarrow g}. \quad (6)$$

На внутренней, пассивной, границе объекта тепловой поток от последующего узла  $q_{i+1}$  отсутствует из-за равенства температур:

при  $i = n_i$

$$T_i = T_{i+1}, \quad q_{i+1} = 0. \quad (7)$$

По условиям безопасности WBC, зона распространения переохлаждения ограничена пределами оболочки тела. При шаге разбиения  $\Delta x = 0,5 \cdot 10^{-3}$  м число элементарных участков, расположенных в зоне возможного переохлаждения составляет не более 30. Общее число элементарных участков в пределах пассивной границы объекта  $n_i = 50$ .

Для решения уравнения энергии необходимо определить начальное распределение энтальпий узловых точек. Полагая, что при температуре дефростации покровных тканей  $T^* = 270,5$  °К энтальпия всех покровных тканей равна нулю, а в пределах температурного диапазона  $T^* < T < 310$  °К теплоемкость покровных тканей

постоянна, по заданному распределению температур в момент времени  $\tau = 0$ , можно рассчитать энтальпии всех узловых точек:

$$h_i = (T_i - T^*)C_i, \quad (8)$$

где  $C_i$  – теплоемкость ткани  $i$ -го узлового участка (см. табл. 1).

После завершения вычисления всех новых значений энтальпий узловых точек производится расчет новых значений температуры:

$$T_i' = T^* + h_i' / C_i. \quad (9)$$

Затем значения массивов  $T_i'$  и  $h_i'$  членам массивов  $T_i$  и  $h_i$ , т.е. выполняется переход вычислений на новый временной слой  $\tau = \tau + \Delta\tau$ .

Реализация математической модели объекта WBC в виде программы позволяет поставить эксперимент по определению физических основ достижения криотерапевтического эффекта.

### Исследование процесса переохлаждения поверхности тела

Математическая модель объекта WBC позволяет выявить принципиальные отличия между охлаждением поверхности тела криогенным газом и холодной водой, посредством постановки математического эксперимента.

Потребность такого сопоставления очевидна, так как в публикациях, посвященных спортивному применению метода WBC [9, 10] высказывается мнение о том, что WBC не имеет никаких теплофизических отличий от охлаждения водой или льдом. Более того, авторы считают, что благодаря высокой теплопроводности  $\lambda_w = 0,5 \text{ Вт/(м*К)}$ , что в 25 раз выше теплопроводности воздуха, вода должна лучше отводить теплоту [6].

Используя стандартную методику вычисления коэффициента теплоотдачи при естественной конвекции [8], а также данные о физических свойствах воды [11] и воздуха [12], можно вычислить по известным значениям температуры охлаждающей среды  $T_g$  и поверхности объекта WBC  $T_s$  величину теплового потока  $q_{s-g}$  для каждого момента времени [13, 14].

Для иллюстрации предельных возможностей метода температура воды в эксперименте была выбрана минимальной  $T_w = 273 \text{ К}$ . Температура газа составляла  $T_g = 140 \text{ К}$ .

По условиям безопасности минимально допустимая температура объекта WBC была принята  $T_s > 271 \text{ К}$ .

В ходе численного эксперимента вычислялось количество теплоты отведенной с поверхности объекта.

$$Q_{s \rightarrow g} = \int_{\tau=0}^{\tau=\tau_{max}} q_{s \rightarrow g} \partial\tau. \quad (10)$$

Максимальная продолжительность охлаждения  $\tau_{max}$  определяется периодом выполнения условия  $T_s > 271 \text{ К}$  ( $-2 \text{ }^\circ\text{C}$ ).

На рис. 2 приведены расчетные зависимости  $t_s = f(\tau)$  для охлаждения в воде с температурой  $0 \text{ }^\circ\text{C}$  и газе с температурой  $-130 \text{ }^\circ\text{C}$  ( $140 \text{ К}$ ). Температура поверхности и теплоотводящей среды приведены по шкале Цельсия для удобства восприятия.

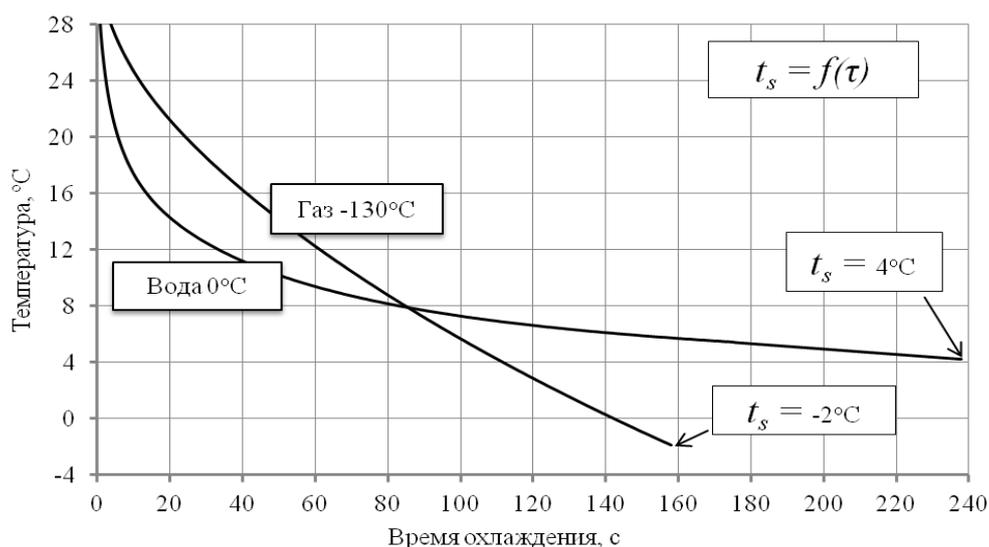


Рис. 2. Изменения температуры поверхности объекта при охлаждении водой и газом

Из графика очевидно, что между WBC и водной гипотермией существуют качественные различия. При WBC температура поверхности объекта уже через 160 секунд достигла минимального допустимого значения  $t_s \rightarrow -2^\circ\text{C}$ .

В воде с минимальной температурой даже через 240 секунд температура поверхности остается выше  $+4^\circ\text{C}$ . А учитывая асимптотический характер кривой  $t_s = f(\tau)$  даже существенное увеличение продолжительности контакта объекта с водой не приведет к значительному понижению температуры.

Причиной различий в характере зависимостей  $t_s = f(\tau)$  для воды и газа является то, что в условиях естественной конвекции интенсивность отвода теплоты в значительной степени зависит от градиента температур между объектом и охлаждающей средой.

Для WBC начальная разность температур  $\Delta t_{s \rightarrow g}$  незначительно превышает конечную:  $\tau = 0$ ;  $\Delta t_{s \rightarrow g} = 162^\circ\text{C}$ ;  $\tau = \tau_{\text{max}}$ ;  $\Delta t_{s \rightarrow g} = 128^\circ\text{C}$  примерно на 127%.

При водной гипотермии абсолютное изменение градиента температур тоже невелико  $\tau = 0$ ;  $\Delta t_{s \rightarrow g} = 32^\circ\text{C}$ ;  $\tau = 240$  с;  $\Delta t_{s \rightarrow g} = 4^\circ\text{C}$ , но градиент температур уменьшился в 8 раз.

Определяющее влияние градиента температур на интенсивность отвода теплоты иллюстрирует рис. 3.

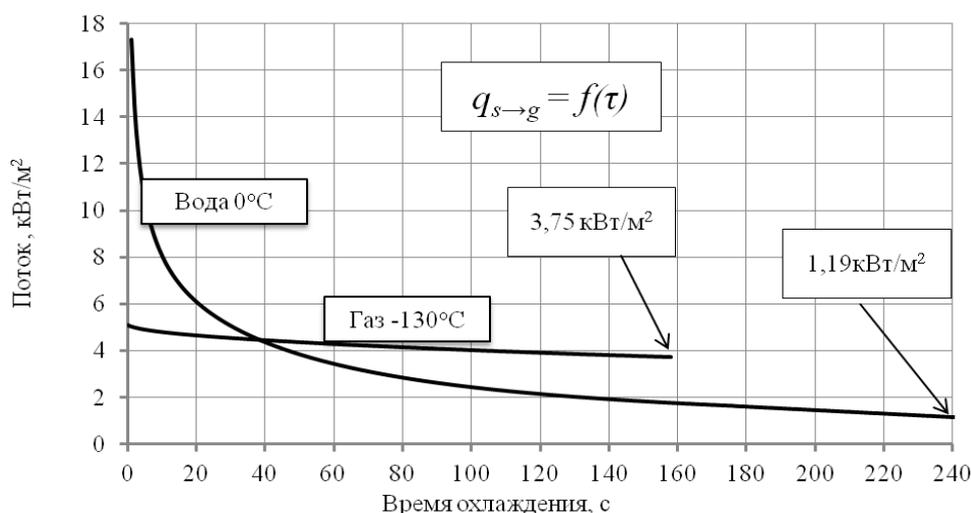


Рис. 3. Изменение теплового потока с поверхности объекта при охлаждении водой и газом

В начальный момент времени плотность теплового потока отводимого водой превышает  $17 \text{ кВт/м}^2$ , но уже через 40 секунд поток снижается до уровня  $4,3 \text{ кВт/м}^2$  и сравнивается с аналогичным показателем WBC.

К моменту завершения WBC тепловой поток составляет  $3,75 \text{ кВт/м}^2$ , а в гипотермической системе  $1,78 \text{ кВт/м}^2$ , т.е. вдвое ниже.

Подсчет количества теплоты отведенной с поверхности объекта в период  $\theta < \tau \leq \tau_{max}$  показал, что криогенному газу было  $670 \text{ кДж/м}^2$  теплоты, а вода отвела  $600 \text{ кДж/м}^2$ .

Таким образом, тезис французских спортивных специалистов о превосходстве водного охлаждения над газовым охлаждением [6], основан на ошибочных представлениях о физике процесса.

Определяющую роль в достижении позитивного эффекта WBC играет способность криогенного газа переохлаждать поверхность тела до субтерминального температурного уровня  $t_s \rightarrow -2 \text{ }^\circ\text{C}$ .

Сотрудниками кафедры КрТиТСПГ Университета ИТМО предложено эмпирическое выражение для расчета продолжительного эффекта WBC:

$$\tau^* = \int_{\tau=0}^{\tau \leq \tau_{max}} \frac{20}{(t_s - t_{кр})^2} \partial \tau, \tag{11}$$

Выражение 11 вычисляет  $\tau^*$  в минутах. Критическая температура  $t_{кр} = -25 \text{ }^\circ\text{C}$ .

Анализ выражения 11 позволяет сделать вывод о том, что величина  $\tau^*$  гиперболически возрастает в случае, когда температура поверхности объекта стремится к терминальным значениям  $t_s \rightarrow t_{кр}$ .

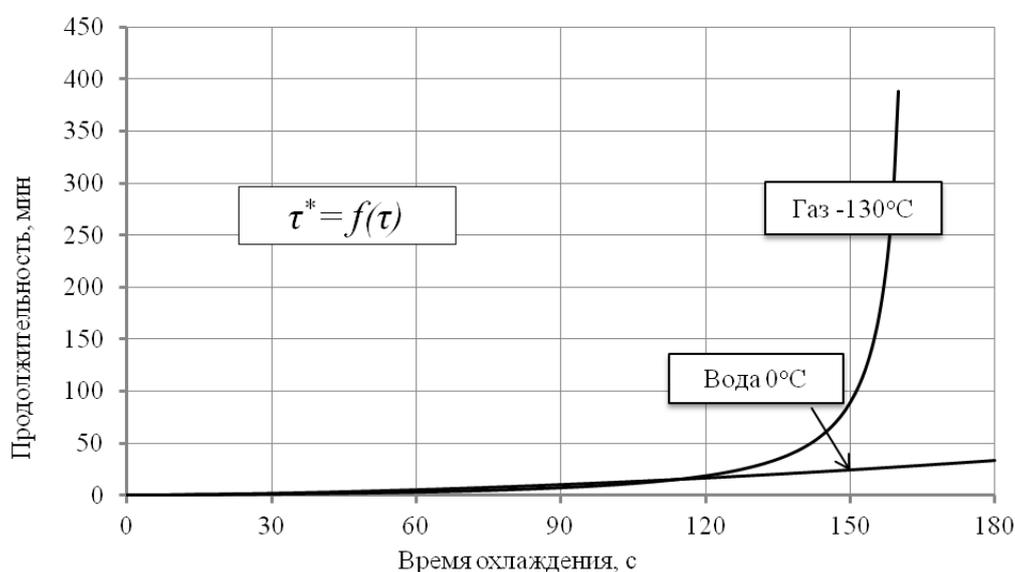


Рис. 4. Изменения продолжительности криотерапевтического эффекта при охлаждении водой и газом

На рис. 4 приведена зависимость продолжительности позитивного эффекта охлаждения водой и газом. Расчетная продолжительность эффекта от процедур в воде составила 32 мин, в то время как WBC обеспечило  $\tau^* = 390$  мин.

Обращает на себя внимание тот факт, что  $\tau = 120$  с позитивное действие сопоставляемых процедур практически не различалось. Эффект WBC проявляется только в том случае, когда охлаждение продолжается до тех пор, пока температура не достигает минимального допустимого уровня.

### Выводы

1. Математическое моделирование тепловых процессов вызванных криогенным охлаждением поверхности тела является надежным средством исследований в области техники и технологии WBC.
2. Сравнение эффектов WBC и водной гипотермии показало, что у известных из клинической практики преимуществ WBC есть четкие физические условия, которые невыполнимы при использовании традиционных гипотермических сред.

### Литература

1. *Yamauchi Y., Yamauchi T., Miura K., The analgesic effects of  $-170^\circ\text{C}$  whole body cryo-therapy on rheumatoid arthritis (R.A.); curable/ IASP, Pain, Volume 30, Supplement 1, 1987, P. S261.*

2. Yamauchi T., Yamauchi Y., Miura K., Cooper A., Clinical effects of  $-170^{\circ}\text{C}$  whole body cryotherapy (W.B.C.T.) on steroid dependant chronic diseases // *Journal of Steroid Bio-chemistry*. Volume 25. Supplement 1. 1986. P. 25.
3. Бартон А., Эндхольм О. Человек в условиях холода. – М.: Издательство иностранной литературы, 1959. 280 с.
4. Westerlund T., Oksa J., Smolander J., Mikkelsson M., Thermal responses during and after whole-body cryotherapy. *J Therm Biol*. 2003. P. 601–608.
5. Baranov A.Y., Malysheva T.A., Experimental verification of patients' skin-surface temperature measurements before and after whole body cryotherapy // *Exercise therapy and Sports Medicine*. № 4 (136). 2016. P. 40–46.
6. Шиман А.Г., Кирьянова В.В., Максимов А.В., Баранов А.Ю. Клинико-физиологические аспекты применения криотерапии // *Вестник СПб Государственной Медицинской Академии им. И.И. Мечникова*. 2001. № 1. 27 с.
7. Цыганов Д.И. Криомедицина: процессы и аппараты. Монография. – М.: САЙНС-ПРЕСС, 2011. – 304 с.
8. Исаченко В.А., Осипова А.С., Сукомел А.С., Теплопередача. М.: Энергоиздат, 1981, 416 с.
9. Баранов А.Ю., Иванов В.И., Осина А., Синькова В.А., Шестакова О.А. Мониторинг температуры газа в зоне WBC // *Вестник Международной академии холода*. 2017. № 4. С. 75–81.
10. Hausswirth C, Schaal K, Le Meur Y, Bieuzen F, Filliard J-R, Volondat M, Louis J. Parasympathetic activity and blood catecholamine responses following a single partial-body cryostimulation and a whole-body cryostimulation. <http://www.uscryotherapy.com/assets/studies/hausswirth2013.pdf>
11. Ривкин С.Л., Александров А.А., Термодинамические свойства воды и водяного пара: Справочник. М. Энергоатомиздат, 1984, с. 80.
12. Акулов А.А., Борзенко Е.И., Зайцев А.В. Теплофизические свойства криопродуктов. Учебное пособие для вузов. СПб.: Политехника, 2001. – 243с.
13. Баранов А. Ю., Малышева Т. А., Савельева А. В., Сидорова А. Ю. Выбор схемы общего криотерапевтического воздействия // *Вестник Международной академии холода*, 2012. №. 4. С. 40–44.
14. Баранов А.Ю., Малышева Т.А. Моделирование процесса охлаждения поверхности кожного покрова пациента // *Вестник Международной академии холода*. 2017. № 1. С. 84–88.

#### References

1. Yamauchi Y., Yamauchi T., Miura K., The analgesic effects of  $-170^{\circ}\text{C}$  whole body cryo-therapy on rheumatoid arthritis (R.A.); curable/ IASP, Pain, Volume 30, Supplement 1, 1987, P. S261.
2. Yamauchi T., Yamauchi Y., Miura K., Cooper A., Clinical effects of  $-170^{\circ}\text{C}$  whole body cryotherapy (W.B.C.T.) on steroid dependant chronic diseases// *Journal of Steroid Bio-chemistry*. Volume 25. Supplement 1. 1986. P. 25.
3. Barton A., Edholm O. Man in cold conditions. - Moscow: Publishing house of foreign literature, 1959. – 280 p.
4. Westerlund T, Oksa J, Smolander J, Mikkelsson M., Thermal responses during and after whole-body cryotherapy. *J Therm Biol*. 2003. P.601–608.
5. Baranov A.Y., Malysheva T.A., Experimental verification of patients' skin-surface temperature measurements before and after whole body cryotherapy// *Exercise therapy and Sports Medicine*, №4 (136) 2016, P. 40–46.
6. Shiman A.G., Kir'yanova V.V., Maksimov A.V., Baranov A.Y. Clinical and physiological aspects of the use of cryotherapy // *Bulletin of St. Petersburg State Medical Academy. I. I. Mechnikov*. 2001. No. 1. 27 p.
7. Tsyganov D.I. Cryomedicine: processes and devices. Monograph. – М.: SCIENCE PRESS, 2011. – 304 p.
8. Isachenko, V.A. Osipova, A.S. Sukomel A.S. Heat Transfer. Moscow: Energoizdat, 1981, 416 p.
9. Baranov A.Iu., Ivanov V.I., Osina A., Sinkova V.A., Shestakova O.A. Monitoring of temperature of gas in the zone WBC. // *Vestnik Mezhdunarodnoi akademii kholoda*. 2017. No 4. P. 75–81.
10. Hausswirth C, Schaal K, Le Meur Y, Bieuzen F, Filliard J-R, Volondat M, Louis J. Parasympathetic activity and blood catecholamine responses following a single partial-body cryostimulation and a whole-body cryostimulation. <http://www.uscryotherapy.com/assets/studies/hausswirth2013.pdf>
11. Rivkin S.L., Aleksandrov A.A., Thermodynamic properties of water and steam: a Handbook. M. Energoatomizdat, 1984, p. 80.
12. Akulov A.A., Borzenko E.I., Zaitsev A.V. Thermophysical properties of cryoproducts. Textbook for high schools. SPb.: Polytechnic, 2001. 243 p.
13. Baranov A.Y., Malysheva T.A., Savelyeva A.V., Sidorova A.Y., Selecting the general scheme of cryo-therapeutic action// *Vestnik Mezhdunarodnoi akademii kholoda*. 2012. №. 4. P. 40–44.
14. Baranov A.Yu., Malysheva T.A. Simulation of skin cryotherapy. // *Vestnik Mezhdunarodnoi akademii kholoda*. 2017. No 1. P. 84–88.