

УДК 621.59

Перенос теплоты в объекте общего криотерапевтического воздействия

Канд. техн. наук А. Ю. БАРАНОВ, канд. техн. наук Т. А. МАЛЫШЕВА,
А. В. САВЕЛЬЕВА, А. Ю. СИДОРОВА

Санкт-Петербургский национальный исследовательский университет ИТМО
Институт холода и биотехнологий
191002, Санкт-Петербург, ул. Ломоносова, 9

In publications devoted to technology cryotherapeutic influence, the main attention is given to the choice of the temperature of cryogenic gas. Recommended values of the gas temperature have a large spread, from 90 to 190 K. At the same time other process parameters are essential along with the gas temperature: the gas velocity, size and spatial orientation of the object of cooling, gas humidity, etc. Consideration of these factors is only possible while investigating special cases of the total cryotherapy implementation. The most general results can be obtained by analyzing the biological object cooling influence with a different intensity of heat removal.

Keywords: cryotherapy, cryo effect, of cryo impact, hypothermal safety, cryostatting.

Ключевые слова: криотерапия, криотерапевтический эффект, криотерапевтическое воздействие, гипотермическая безопасность, криостатирование.

Общее криотерапевтическое воздействие (общая криотерапия) обладает универсальным и продолжительным лечебным эффектом, показана для лечения многих заболеваний [1]. Однако в области технологии общей криотерапии не существует общепризнанных постулатов, поэтому достаточно часто аппаратура, предназначенная для проведения сеансов общей криотерапии, не обеспечивает необходимых для достижения криотерапевтического эффекта условий, что приводит к нерациональным затратам средств на приобретение некачественного оборудования. Формирование четкого представления о тепловых процессах, сопровождающих эту физиотерапевтическую процедуру, обеспечит теоретическую базу для обоснованного выбора криотерапевтической аппаратуры.

Санкт-петербургскими учеными была сформулирована общая теория метода криотерапевтического воздействия, которая позволяет определить основные условия эффективности и безопасности этих процедур [2]. Определены цели охлаждения, допустимые изменения температуры на разных глубинах тела. Считается, что зона изменения температуры организма ограничивается объемом некой оболочки — поверхностной части тела, состоящей из тканей, не чувствительных к понижению температуры. Оболочка защищает внутреннюю часть тела, так называемое ядро, от переохлаждения. Считается, что масса оболочки составляет 30 % от массы всего тела. Для среднего человека масса оболочки равна примерно 24 кг. Примерная ее толщина составляет 0,016 м. Для достижения высокого физиотерапевтического эффекта наружная поверхность оболочки должна переохлаждаться до отрицательных температур, так как при температуре $-2\text{ }^{\circ}\text{C}$, близкой к терминальному порогу, холодовые сенсоры кожи передают в центральную нервную систему (ЦНС) мощный тревожный импульс.

Центральная нервная система интегрирует сигналы по площади и времени. Сумма сигналов, полученных ЦНС за время криотерапевтической процедуры, определяет физиотерапевтический результат [2, 3].

Минимально допустимая температура поверхности объекта криотерапевтического воздействия составляет $-2\text{ }^{\circ}\text{C}$. При соблюдении этого условия исключается возможность обморожения кожного покрова. Вторым источником гипотермической опасности при проведении процедуры является переохлаждение ядра тела. Учитывая то, что общая криотерапия применяется без учета тренированности системы терморегуляции субъекта, потери теплоты через оболочку не должны превышать физиологическую норму, которая составляет 100 Вт/м^2 .

Тепловая задача общего криотерапевтического воздействия

Физиологические требования к организации процесса общего криотерапевтического воздействия позволяют определить оптимальные физические параметры процесса отвода теплоты криогенным газом. В публикациях, посвященных организации процесса общего криотерапевтического воздействия, основное внимание уделяется температуре криогенного газа, которым охлаждается поверхность тела.

В то же время температура газа не влияет непосредственно на ход процесса криотерапевтического воздействия, хотя в значительной степени определяет интенсивность конвективного отвода теплоты. Однако наряду с температурой существенное значение имеют и другие параметры процесса: скорость движения газа, размеры и пространственная ориентация объекта охлаждения, влажность газа и т. д. Исследование влияния интенсивности от-

вода теплоты на результаты криотерапевтического воздействия позволит проанализировать технологическую задачу с максимально возможным обобщением. В этом случае отвод теплоты с поверхности объекта будет описан граничным условием второго рода: $q_{\text{конв}} = f(\tau)$ или $q_{\text{конв}} = \text{const}$. Значения плотности теплового потока от поверхности объекта охлаждения позволят определить минимальные энергетические требования к системам криостатирования аппаратов для общей криотерапии (криотерапевтических комплексов).

Математическая модель объекта криотерапевтического воздействия

Для постановки исследований была использована упрощенная физическая модель оболочки человеческого тела [2, 4], которая рассматривает объект криотерапевтического воздействия как плоское, полуограниченное тело. Тело образовано из трех параллельных слоев разной толщины и с разными свойствами. Слои состоят из эпителия, жировой ткани и мышц. Наружный и внутренний слои (рис. 1) имеют распределенные источники теплоты. Температура слоя мышц равна температуре ядра — 37°C , температура эпителиального слоя — 32°C . В пределах жирового слоя температура оболочки изменяется линейно.

Средняя толщина слоев составляет: $\delta_3 = 2$ мм, $\delta_ж = 10$ мм. Пассивная граница удалена от наружной поверхности, $\delta_{\text{тр}} = 50$ мм. Температура ядра постоянна $t_я = \text{const} = 37^\circ\text{C}$, следовательно, на пассивной границе тела применимо граничное условие первого рода. Теплофизические свойства слоев при нормальных условиях приведены в табл. 1 [2].

Для математического описания переноса теплоты через слои полуограниченного тела использовано уравнение энергии в одномерном виде [2, 5]:

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

где h — энтальпия (теплосодержание) материала, образующего слой;

q_x — тепловой поток вдоль координаты x ;

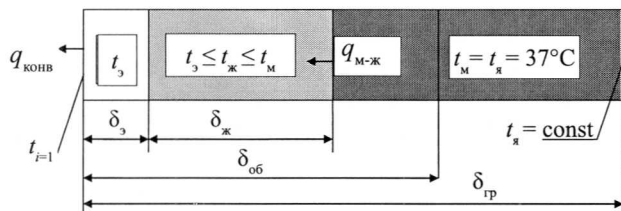


Рис. 1. Физическая модель объекта криотерапевтического воздействия

q_v — теплота, выделяемая внутренними источниками в единице объема.

При замене в уравнении (1) производных конечно-разностными приближениями получено

$$\rho \frac{(h'_i - h_i)}{\Delta \tau} = -\frac{q_{i+1} - q_i}{\Delta x} + q_v, \quad (2)$$

где h'_i — энтальпия в i -й точке в момент времени $\tau + \Delta \tau$;

q_i, q_{i+1} — соответственно подвод теплоты от узловых точек.

Решая уравнение (2) относительно h'_i , получаем

$$h'_i = h_i + \frac{(q_i - q_{i+1} + q_v \Delta x) \Delta \tau}{\Delta x \rho}. \quad (3)$$

В такой форме уравнение энергии пригодно для численного моделирования процессов переохлаждения оболочки тела под действием внешнего отвода теплоты.

Организация численного эксперимента

По литературным данным [5, 6] конвективный отвод теплоты от поверхности объекта криотерапевтического воздействия в зависимости от температуры криогенного теплоносителя составляет от 1 до 6 кВт/м². Варьируя значение $q_{\text{конв}}$ в указанных пределах, можно проанализировать последствия постепенного снижения конвективного отвода теплоты.

Продолжительность каждого эксперимента ограничивается соблюдением условий гипотермической безопасности [2]. Температура поверхности объекта криовоздействия не должна опускаться ниже уровня -2°C , так как это является внешним условием безопасности, направленным на предупреждение обморожения кожного покрова. Внутреннее условие гипотермической безопасности направлено на предупреждение переохлаждения ядра тела, оно ограничивает плотность теплового потока через внутреннюю границу жирового слоя величиной 100 Вт/м². Моделирование процесса конвективного охлаждения объекта криовоздействия осуществляется до тех пор, пока не нарушено одно из двух условий:

$$t_{i=1} \geq -2^\circ\text{C}; \quad q_{\text{м-ж}} \leq 100 \text{ Вт/м}^2.$$

В противном случае численный эксперимент прерывается, а расчетная продолжительность охлаждения считается максимально допустимой экспозицией процесса охлаждения: $\tau_{\text{max}} = \tau_i$.

Таблица 1

Теплофизические свойства покровных тканей человека

Ткань	Плотность, кг/м ³	Содержание воды, %	Теплоемкость, Дж/(кг · К)	Теплопроводность, Вт/(м · К)	Тепловыделение, Вт/кг
Эпителий	1093	53,5–72,5	3600	0,389	10,06
Мышцы	1041	68,5–80,3	458	0,439	6,99
Жировая ткань	916	15–20	250	0,200	—

Максимальная экспозиция является важной характеристикой технологического процесса и используется для расчета интегральных характеристик криотерапевтического воздействия.

Учитывая то, что исследуемая технология имеет прикладное значение, вычисляем продолжительность анальгетического действия криотерапии [2]. Для этого используется эмпирическое выражение

$$\tau_{\text{эф}} = \int_{\tau=0}^{\tau=\tau_{\text{max}}} \frac{20}{(T_{i=1} - 270,5)^2} d\tau.$$

В ходе эксперимента определяются значения температуры и энтальпии материала в узловых точках объекта общего криотерапевтического воздействия $t_i = f(\tau)$ и $h_i = f(\tau)$. Вычисление энтальпий позволяет определить изменение энтальпии каждого элементарного участка:

$$\Delta h_i = h_i^{\tau=0} - h_i^{\tau=\tau_{\text{max}}}.$$

Расчет изменения энтальпии позволяет определить отведенное от каждого слоя оболочки количество теплоты:

$$Q_3 = \sum_{i=1}^{i=n_1} (\Delta h_i \Delta x \rho_i);$$

$$Q_{\text{ж}} = \sum_{i=n_1+1}^{i=n_2} (\Delta h_i \Delta x \rho_i);$$

$$Q_{\text{м}} = \sum_{i=n_2+1}^{i=n_3} (\Delta h_i \Delta x \rho_i),$$

где n_1, n_2 — целочисленные индексы границ между слоями;

n_3 — номер слоя, являющегося внутренней границей оболочки объекта криотерапевтического воздействия.

Также учитывается теплота, подведенная к эпителиальному и мышечному слоям от внутренних источников

$$Q_{V_3} = \Delta x \rho_1 (n-1) \tau_{\text{max}} q_{g1};$$

$$Q_{V_{\text{м}}} = \Delta x \rho_3 (n_i - n_2 - 1) \tau_{\text{max}} q_{g3};$$

$$Q_{V\Sigma} = Q_V + Q_{V_3},$$

где q_{g1}, q_{g3} — тепловыделение единицы массы эпителиального и мышечного слоев соответственно (см. табл. 1).

На каждом временном шаге осуществляется численное интегрирование тепловых потоков через внешние и внутренние границы объекта:

$$Q_{\text{конв}} = \int_{\tau=0}^{\tau=\tau_{\text{max}}} q_{\text{конв}} d\tau,$$

$$Q_{\text{м-ж}} = \int_{\tau=0}^{\tau=\tau_{\text{max}}} q_{\text{м-ж}} d\tau.$$

Теплота, подведенная от ядра объекта криовоздействия, определяется из теплового баланса оболочки

$$Q_{\text{я}} = Q_{\text{конв}} - (Q_3 + Q_{\text{ж}} + Q_{\text{м}} + Q_{V\Sigma}).$$

Полученные результаты позволяют проанализировать тепловые процессы, протекающие в оболочке объекта криотерапевтического воздействия, определить минимальные требования к энергооборуженности криотерапевтических систем.

Важнейшим показателем эффективности криотерапевтического воздействия является величина эффективного действия (времени) общей криотерапии.

График зависимости величины $\tau_{\text{эф}}$ от интенсивности конвективного отвода теплоты $q_{\text{конв}}$ с поверхности объекта охлаждения позволяет определить оптимальные энергетические характеристики процесса криотерапевтического воздействия (рис. 2).

График имеет максимум в области, где плотность теплового потока превышает $3,0 \text{ кВт/м}^2$. Максимальная продолжительность анальгетического действия составляет чуть более 6 ч, что соответствует практическим результатам [1, 3]. Увеличение плотности конвективного отвода теплоты с поверхности объекта криотерапевтического воздействия от $1,0$ до $3,0 \text{ кВт/м}^2$ сопровождается ростом $\tau_{\text{эф}}$ от $0,25$ до $6,1$ ч, т. е. почти в 25 раз. При этом основной рост наблюдается в интервале от $2,5$ до $3,0 \text{ кВт/м}^2$. Расчетные значения величины эффективного времени в области, где плотность теплового потока увеличивается от $1,0$ до $2,0 \text{ кВт/м}^2$, не превышают $0,5$ ч, поэтому эти варианты практической ценности не имеют. В области большой плотности конвективного отвода теплоты происходит постепенное снижение величины $\tau_{\text{эф}}$ до $1,5$ ч, причем в интервале от $3,0$ до $4,0 \text{ кВт/м}^2$ криотерапевтический эффект падает в два раза, а затем темп снижения результата уменьшается. Различный характер кривой $\tau_{\text{эф}} = f(q_{\text{конв}})$ в областях, расположенных справа и слева от максимума, указывает на то, что увеличение плотности теплового потока приводит к качественным изменениям процессов, протекающих в слоях объекта криотерапевтического воздействия.

Последствия изменения плотности теплового потока поясняет график зависимости $t_{i=1} = f(\tau)$, показанный на рис. 3.

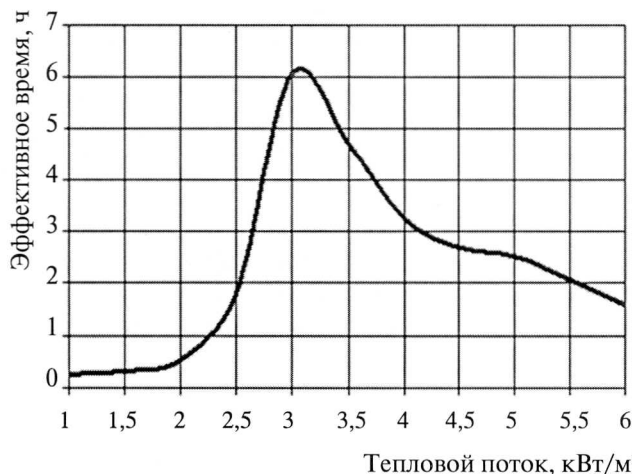


Рис. 2. Зависимость величины эффективного времени от плотности теплового потока с поверхности объекта охлаждения

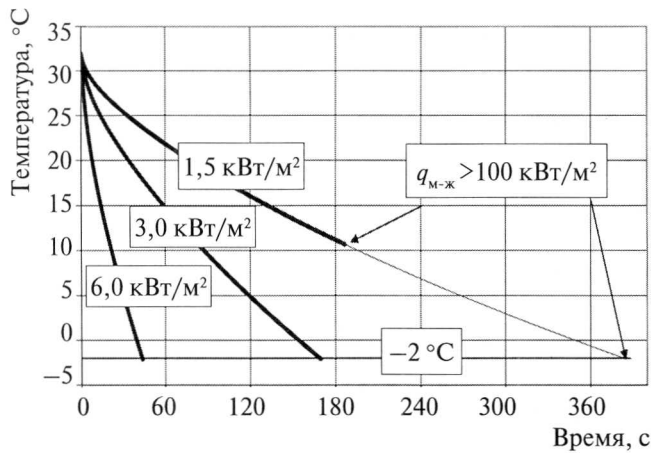


Рис. 3. Изменение температуры поверхности объекта охлаждения при различной плотности теплового потока

График построен для трех вариантов, в которых плотность теплового потока составляла 1,5; 3,0 и 6,0 кВт/м². Исходя из того, что технологической задачей охлаждения является снижение температуры поверхности до минимально допустимого уровня, т. е. $t_{i=1} \rightarrow -2\text{ }^{\circ}\text{C}$, можно утверждать следующее: эта задача выполняется только в тех случаях, когда $q_{\text{конв}} \geq 3,0\text{ кВт/м}^2$. При меньшей плотности теплового потока охлаждение поверхности идет слишком медленно, так как теплопроводность покровных слоев обеспечивает подвод теплоты из внутренней части оболочки. Процесс переохлаждения оболочки идет слишком быстро, и условие $q_{\text{м-ж}} \leq 100\text{ Вт/м}^2$, ограничивающее тепловую нагрузку на ядро объекта охлаждения, нарушается раньше, чем поверхность достигнет отрицательной температуры.

На рис. 3 только две линии $t_{i=1} = f(\tau)$ пересекают изотерму $t = -2\text{ }^{\circ}\text{C}$. В варианте с плотностью теплового потока 1,5 кВт/м² условие $q_{\text{м-ж}} \leq 100\text{ Вт/м}^2$ было нарушено через 187 с после начала охлаждения. К этому моменту температура поверхности объекта криотерапевтического воздействия составляла 10,7 °С. Для того чтобы продемонстрировать дефицит отвода теплоты с поверхности, кривую $t_{i=1} = f(\tau)$ при $q_{\text{конв}} = 1,5\text{ кВт/м}^2$ продолжили до пересечения с изотермой $t = -2\text{ }^{\circ}\text{C}$. Для этого потребовалось более чем вдвое увеличить продолжительность охлаждения — от 187 до 384 с. В этот момент тепловой поток на внутренней границе жирового слоя в 2,5 раза превысил допустимый уровень: при $\tau_{\text{эф}} = 384\text{ с}$ с плотностью теплового потока составила $q_{\text{м-ж}} = 252\text{ Вт/м}^2$. При таком превышении тепловой нагрузки на ядро тела организм подвергается серьезному переохлаждению, поэтому получить криотерапевтический эффект, не нарушая безопасности пациентов, при малой плотности конвективного отвода теплоты невозможно.

На основе выполненного анализа можно сделать основной вывод о том, что для достижения существенного криотерапевтического эффекта необходимо обеспечить отвод теплоты с поверхности объекта охлаждения с плотностью теплового потока в интервале 3,0–3,5 кВт/м². Охлаждение

с меньшей интенсивностью не обеспечивает достижения оптимальной температуры на поверхности тела. Увеличение плотности отвода теплоты свыше 3,5 кВт/м² сокращает продолжительность криотерапевтического воздействия, что вызывает уменьшение величины достигаемого эффекта. Слишком интенсивный отвод теплоты с поверхности значительно превышает подвод теплоты из внутренних слоев оболочки, поэтому переохлаждаются преимущественно поверхностные слои эпителия, а теплоаккумулирующая способность жирового слоя остается неиспользованной.

Последствия недостаточной или избыточной плотности отвода теплоты от поверхности объекта криотерапевтического воздействия иллюстрирует график распределения температур по глубине оболочки в момент прекращения эксперимента $t = f(x)$ при $\tau = \tau_{\text{max}}$, показанный на рис. 4.

Кривые получены при различной плотности теплового потока с поверхности объекта. При минимальной плотности теплового потока (1,0 кВт/м²) температура на поверхности опускается только до 18 °С, но из-за большой продолжительности процесса охлаждения ($\tau_{\text{max}} = 221\text{ с}$) зона переохлаждения распространяется на большую глубину. В варианте с максимальной плотностью теплового потока (6,0 кВт/м²) минимально допустимая температура поверхности достигается слишком быстро ($\tau_{\text{max}} = 43,5\text{ с}$), поэтому основная часть внутренних слоев почти не подвергается переохлаждению. Например, минимальная температура эпителия на границе с жировым слоем ($x = 2,0\text{ мм}$) составляет 20,8 °С, в то время как при оптимальной плотности теплового потока (3,0 кВт/м²) минимальная температура в той же точке составляет 12,6 °С. Благодаря тому, что внешний отвод теплоты близок по величине подводу теплоты от второго элементарного участка $q_{2-1} = 2,65\text{ кВт/м}^2$, продолжительность охлаждения оптимальна.

Основным источником отводимой теплоты является теплоаккумулирующая способность тканевой оболочки. Результаты тепловых расчетов приведены в табл. 2.

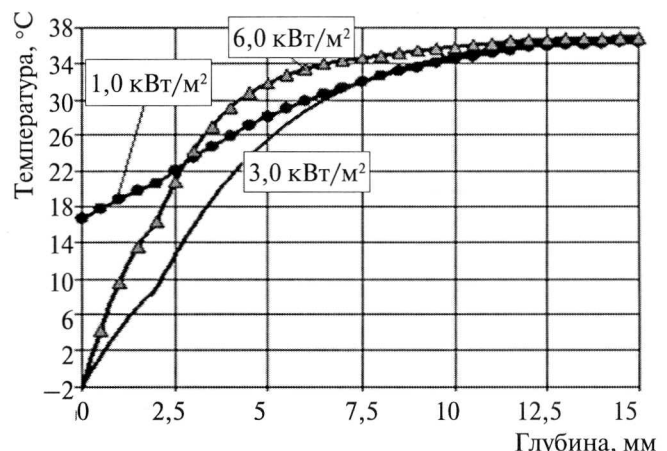


Рис. 4. Распределение температуры по глубине оболочки в момент прекращения эксперимента

Результаты численного эксперимента по моделированию процесса конвективного охлаждения поверхности объекта криотерапевтического воздействия

Показатель	Отвод теплоты с поверхности объекта охлаждения, кВт/м ²					
	1,0	2,0	3,0	4,0	5,0	6,0
Эффективное время криотерапевтического воздействия, ч	0,25	0,54	6,07	3,25	2,52	1,57
Допустимая продолжительность охлаждения, с	221	168,5	127,5	81,5	58	43,5
Конвективный отвод теплоты с поверхности объекта, кДж/м ²	221	337	382	326	290	261
Теплота переохлаждения эпителиального слоя оболочки, кДж/м ²	116,4	200,1	247,1	234,3	223,8	212,4
Теплота переохлаждения жирового слоя оболочки, кДж/м ²	85,0	118,6	119,4	79,9	56,5	40,4
Теплота переохлаждения мышечного слоя оболочки, кДж/м ²	9,6	7,8	5,7	3,6	2,6	2,0
Суммарная теплота переохлаждения слоев оболочки, кДж/м ²	211,0	326,5	372,2	317,8	283,0	254,9
Теплота от внутренних источников в слое эпителия, кДж/м ²	4,9	3,7	2,8	1,8	1,3	1,0
Теплота внутренних источников в слое мышц, кДж/м ²	6,4	4,9	3,7	2,4	1,7	1,3
Теплота внутренних источников, всего, кДж/м ²	11,3	8,6	6,5	4,2	3,0	2,2
Минимальная температура на поверхности объекта охлаждения, °С	16,6	5,1	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0
Минимальная температура на наружной границе жирового слоя, °С	22,1	15,4	12,6	15,8	18,4	20,8
Минимальная температура на внутренней границе жирового слоя, °С	35,8	36,0	36,2	36,5	36,6	36,6
Продолжительность результирующей фазы охлаждения, с	0	0	22	14	10,5	7,5

Как видно из табл. 2, основная часть отводимой теплоты получена за счет переохлаждения тканей оболочки. При плотности теплового потока с поверхности 3,0 кВт/м² доля теплоты, полученной за счет переохлаждения тканей оболочки, составляет 97 %. Теплота, выделенная внутренними источниками в слоях эпителия и мышц, составляет 1,7 %. От ядра организма отводится 1,3 % от всех потерь теплоты за время криотерапевтического воздействия.

Для получения максимального криотерапевтического эффекта необходимо организовать охлаждение таким образом, чтобы отводить теплоту преимущественно от эпителиального слоя. В варианте с плотностью отвода теплоты 3,0 кВт/м² доля теплоты, полученной за счет переохлаждения эпителия, составила 65 %, отвод теплоты от жирового слоя обеспечил 31 % отведенной теплоты. Общее количество отведенной теплоты в этом варианте было самым большим — 382 кДж/м² (см. табл. 2).

Уменьшение плотности отвода теплоты приводит к снижению абсолютной величины отведенной теплоты и доли энергии, полученной за счет переохлаждения эпителиального слоя (рис. 5). Нарастивание плотности отвода теплоты увеличивает долю теплоты переохлаждения эпителиального слоя до 81,5 %, но общая потеря теплоты снижается до уровня 261 кДж/м² (см. табл. 2).

Данные табл. 2 позволяют установить причинно-следственную связь между позитивным эффектом общего криотерапевтического воздействия и количеством теплоты, отведенной с поверхности объекта охлаждения. Максимальные значения $\tau_{эф}$ и $Q_{конв}$ получены при плотности отвода теплоты $q_{конв} = 3,0$ кВт/м². Однако такая трактовка представляется не совсем корректной, так как величина $\tau_{эф}$ зависит не от потерь теплоты, а от температуры поверхности объекта охлаждения. Минимальная температура поверхности ($t_{i=1}$ при $\tau = \tau_{max}$) достигла уровня -2°C только после того, как отвод

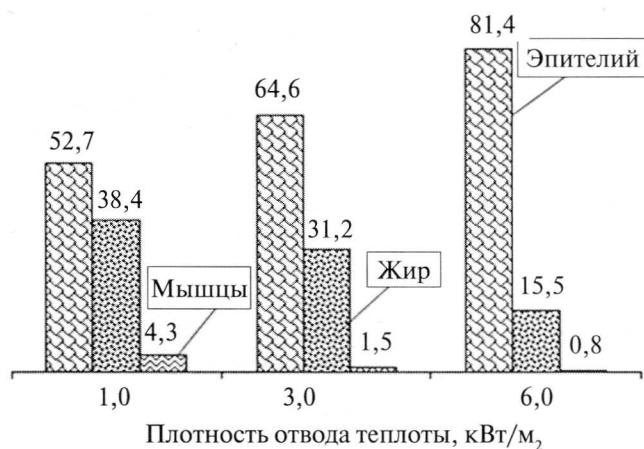


Рис. 5. Распределение теплоты (%) переохлаждения по слоям оболочки при разной плотности отвода теплоты

теплоты достиг уровня $q_{конв} = 3,0$ кВт/м². Этот уровень сохранялся и в вариантах с плотностью отвода теплоты более 3,0 кВт/м², но при этом снижалась продолжительность эффективного действия криотерапии $\tau_{эф}$. Таким образом, условие $t_{i=1} \rightarrow -2^\circ\text{C}$ является необходимым, но недостаточным. Логично предположить, что существует еще одно условие, оказывающее определяющее влияние на достигаемый эффект. Для нахождения этого условия полезно рассмотреть выражение, предложенное для расчета величины эффективного времени [2]:

$$\tau_{эф} = \int_{\tau=0}^{\tau=\tau_{max}} I_{сд} d\tau,$$

$$\text{где } I_{сд} = \frac{20}{(T_{i=1} - 270,5)^2}.$$

Очевидно, что величина $\tau_{эф}$ определяется продолжительностью процесса охлаждения и интенсивностью гипотермического раздражения, которое холодные рецепторы испытывают по мере снижения температуры поверхности объекта кри-

отерапевтического воздействия ($I_{с.д}$ — интенсивность стимулирующего действия криотерапии). Выражение $I_{с.д} = f(t_{i=1})$ представляет собой частный случай записи закона С. Стивенсона, который описывает количественную связь между стимулятором, температурой поверхности объекта и сигналом расположенных на поверхности холодных рецепторов в виде гиперболической функции. Для гиперболы характерно наличие участка, на котором малое приращение аргумента вызывает значительное изменение функции. Нетрудно показать, что при изменении величины $t_{i=1}$ в интервале от 32 до 2 °С интенсивность стимулирующего действия криотерапии невелика ($I_{с.д} \leq 1$). Дальнейшее охлаждение сопровождается быстрым ростом величины $I_{с.д}$. При $t_{i=1} \rightarrow -2$ °С $I_{с.д} \rightarrow 80$.

Таким образом, накопление позитивного эффекта криотерапии происходит на завершающем этапе охлаждения, когда поверхность объекта достаточно переохлаждена (2 °С $\geq t_{i=1} > -2$ °С). Такой эффект принято называть результативной фазой криотерапевтического воздействия $\tau_{рез}$ [2, 3]. Расчетные значения продолжительности эффективной фазы охлаждения при различной интенсивности отвода теплоты от поверхности объекта охлаждения приведены в табл. 2. При малой интенсивности охлаждения ($q_{конв} < 3,0$ кВт/м²) условие $2 \geq t_{i=1}$ невыполнимо, процесс не переходит в результативную фазу ($\tau_{рез} = 0$), поэтому криотерапевтическое воздействие просто невозможно. В случаях с повышенной плотностью отвода теплоты, когда $q_{конв} > 3,0$ кВт/м², наблюдается постепенное снижение продолжительности результативной фазы $\tau_{рез} \rightarrow 0$ и уменьшение достигаемого физиотерапевтического результата.

Для получения высокого криотерапевтического эффекта и соблюдения требований по безопасности пациента необходимо обеспечить интенсивный отвод теплоты с поверхности тела. При этом единственным безопасным способом переноса теплоты от поверхности тела к теплоприемнику системы охлаждения является газовая конвекция — процесс с достаточно низкой эффективностью отвода теплоты. Именно это причина того, что для отвода теплового потока с высокой плотностью приходится использовать криогенные температуры. Используя выражение для определения теплового потока, можно показать, что именно температура газа-теплоносителя играет определяющую роль в обеспечении необходимой плотности отвода теплоты:

$$q_{конв} = \alpha_{конв} (T_{i=1} - T_{газ}),$$

где $\alpha_{конв} = f[T_{i=1}, (T_{i=1} - T_{газ})]$, 32 °С $\geq t_{i=1} > -2$ °С.

Показано, что для успешного соблюдения всех условий температура теплоносителя должна составлять от 130 до 140 К.

Все выполненные расчеты относились к единице поверхности объекта криотерапевтического воздействия. При проектировании реальных систем надо учитывать, что площадь всего тела человека в среднем составляет 1,5 м². Система криостатирования криотерапевтического комплекса должна обеспечивать отвод тепловой нагрузки из расчета 4,5 кВт на одного пациента, причем отводить теплоту надо на температурном уровне не выше 140 К. Большинство современных криотерапевтических систем не могут удовлетворить эти требования, так как не обладают достаточной энерговооруженностью и работают на более высоком температурном уровне. Определение четких требований к энерговооруженности криотерапевтических систем защитит рынок медицинской техники от некачественной криотерапевтической аппаратуры.

Список литературы

1. Клинико-физиологические аспекты применения криотерапии / А. Г. Шиман, В. В. Кирьянова, А. В. Максимов, А. Ю. Баранов // Вестник СПб ГМА им. И. И. Мечникова. 2001. № 1.
2. Основы эффективности общей криотерапии / В. В. Кирьянова, А. Ю. Баранов, А. В. Максимов, Т. А. Малышева // Материалы I международной научно-практической конференции «Криотерапия в России». СПб ГУНиПТ. 2008.
3. Баранов А. Ю. Криогенная физиотерапия // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. 2005. № 3.
4. Баранов А. Ю. Разработка техники и технологии криотерапии // Холодильная техника. 2007. № 12.
5. Баранов А. Ю., Баранов В. А., Ле Куанг В. М. О выборе технологии криостатирования индивидуальной криосауны // Вестник МАХ. 2008. № 1.
6. Баранов А. Ю., Баранов В. А. Выбор схемы криотерапевтической установки // Холодильная техника. 2007. № 10.