

О выборе технологии криостатирования индивидуальной криосауны

А.Ю. БАРАНОВ, В.А. БАРАНОВ, В.М. ЛЕ КУАНГ
СПбГУНПТ

The quality of cryotherapeutic apparatuses is determined by the isotropy of a temperature field in the cabin of a cryo-sauna bath. A mathematical model of an individual cryotherapeutic plant, allowing evaluation of the working ability of different versions of cryostatting of the cabin, is considered. The flow-through and circulation schemes of the plant are compared. The latter reduces nitrogen consumption for the procedure almost 20-fold.

Криосауна наиболее современный, эффективный и рентабельный вид аппаратуры для общей криотерапии. Несмотря на малые размеры, низкое энергопотребление и внешнюю простоту конструкции, индивидуальные криосауны обеспечивают пропускную способность, сравнимую с групповыми системами (до 100 человек в день), и значительно превосходят групповые системы по эффективности. Серийное производство криосаун в России создало условия для распространения общей криотерапии в лечебной практике. Криосауны отличает высокая энерговооруженность, индивидуализация процедур и синхронность охлаждения поверхности тела.

В публикациях, посвященных вопросам качества криотерапевтической аппаратуры, особое внимание уделяется изотропности поля температур внутри процедурной кабины. Все разработчики единодушны в том, что именно равенство температур по всему объему обеспечивает наилучшие условия. Такое равенство создает одинаковые условия охлаждения для всех участков тела и позволяет сочетать высокую эффективность процедур с безопасностью. Но обеспечить такие условия на практике удается далеко не всегда.

Наиболее распространенной причиной нестабильности температуры является недостаточная энерговооруженность охлаждающей системы. Многие комплексы не рассчитаны на отвод теплоты, выделяемой пациентами [2]. В расчетах она принимается равной 500 Вт, в то время как действительные выделения теплоты на порядок выше [1]. Дефицит холодопроизводительности не позволяет обеспечить синхронное охлаждение.

Тепловая нагрузка на систему криостатирования

С технической точки зрения криогенная физиотерапия представляет собой технологию переохлаждения поверхности тела до уровня $+2...-2^{\circ}\text{C}$. Переохлаждение ограничивают по времени, чтобы оно не распространилось во внутренние слои тела, а также для исключения случаев обморожения. В результате с поверхности тела за 180 с

выделяется до 400 кДж/м^2 теплоты, средний тепловой поток составляет $2,2\text{ кВт/м}^2$. Значительное количество теплоты подводится от стенок процедурной кабины. Из-за колебания температур в изолированном пространстве теплоприток от теплового ограждения может достигать величины $0,5...1\text{ кВт/м}^2$.

Вся эта теплота отводится из объема криосауны потоком газа-теплоносителя (рис. 1). Газ поступает в нижнюю часть кабины в количестве g_1 с минимальной температурой $T_{1\min}$. Перемещаясь по объему кабины, газ воспринимает тепловые потоки q_2 и q_3 , в результате его температура возрастает до $T_{1\max}$, после чего газ отводится за пределы криосауны.

Механизм отвода теплоты основан на теплоемкости газа. Перегрев газа в кабине неизбежен, следовательно, создать изотермические условия невозможно. Но в условиях ограниченного градиента температур и с использо-

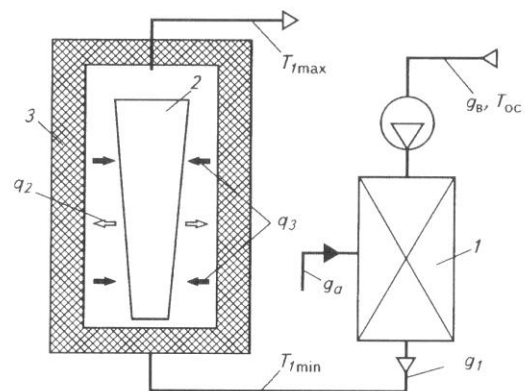


Рис. 1. Тепловая схема индивидуальной криотерапевтической установки (ИУ) с азотным охлаждением:

1 — контактный теплообменник для смешения атмосферного воздуха с жидким азотом; 2 — человек в кабине; 3 — кабина криосауны

ванием слабой вынужденной конвекции можно обеспечить синхронное снижение температуры поверхности тела. Для оптимизации процесса охлаждения используют математическую модель индивидуальной криотерапевтической установки. Тепловые и материальные процессы в кабине индивидуальной криосауны описываются дифференциальными уравнениями энергии и неразрывности [1]. Учитывая симметрию процессов в кабине, можно ограничиться одномерным приближением.

Уравнение неразрывности

$$\frac{\partial \rho}{\partial \tau} + \frac{\partial(\rho \omega_y)}{\partial y} = 0;$$

уравнение сохранения энергии газа

$$\rho \frac{\partial h}{\partial \tau} = q_v + \lambda \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} + \rho \omega_y \frac{\partial h}{\partial y} + \rho h \frac{\partial \omega_y}{\partial y},$$

где ρ – плотность газа в кабине, кг/м³;

τ – время, с;

h – удельная энтальпия, кДж/кг;

λ – коэффициент теплопроводности газа, Вт/(м·К);

q_v – суммарный подвод теплоты к единице объема кабины;

$$q_v = f_2 q_2 + f_3 q_3,$$

f_2, f_3 – удельная, отнесенная к единице объема кабины площадь поверхности объекта охлаждения (пациента) и изоляционной конструкции соответственно, м²/м³;

q_2, q_3 – соответственно удельные тепловыделения с поверхности объекта и изоляции, Вт/м².

Подвод теплоты от источников определяется градиентом температур T и интенсивностью теплообмена α :

$$q_2 = \alpha_2(T_2 - T_1) \text{ и } q_3 = \alpha_3(T_3 - T_1).$$

Для расчета значений $T_2 = f(\tau)$, $T_3 = f(\tau)$ используются математические модели покровных тканей человека [1] и многослойной теплоизоляции. Математическая модель индивидуальной криотерапевтической установки позволяет оценить работоспособность различных вариантов криостатирования процедурной кабины.

Выбор технологии криостатирования

Приведенная на рис. 1 схема широко применялась в установках, производимых в конце XX в. С учетом способа отвода теплоты из кабины эту схему называют проточной. Газ-теплоноситель получают путем смешения атмосферного воздуха с мелкодисперсным жидким азотом. Охлаждение воздуха g_B от температуры окружающей среды T_{oc} до температуры, с которой газ подается в кабину T_{lmin} , обеспечивается за счет подачи в теплообменное устройство потока жидкого азота g_A .

Удельные затраты криоагента определяются из теплового и материального баланса контактного теплообменника.

Материальный баланс:

$$g_1 = g_A + g_B.$$

Введем в рассмотрение коэффициент $A = g_A/g_B$, тогда

$$g_1 = (A + 1) g_B. \quad (1)$$

Тепловой баланс смешения воздуха и криоагента:

$$c_B(T_{oc} - T_{lmin}) = A[r_A + c_A(T_{lmin} - T''_A)].$$

Решая уравнение относительно удельной доли криоагента, получим

$$A = c_B(T_{oc} - T_{lmin}) / [r_A + c_A(T_{lmin} - T''_A)].$$

Если $T_{lmin} = 130$ К, то $A \approx 0,65$ кг/кг.

Перепишем уравнение энергии без учета переноса теплоты теплопроводностью и колебаний плотности газа в кабине:

$$\rho \frac{\partial h}{\partial \tau} = q_v + \rho \omega_y \frac{\partial h}{\partial y}.$$

При замене производных конечными разностными приближениями:

$$\rho \frac{\Delta h}{\Delta \tau} = q_v + \rho \omega_y \frac{\Delta h}{\Delta y};$$

$$\rho c_p \frac{\Delta T}{\Delta \tau} = q_v + \rho \omega_y c_p \frac{\Delta T}{\Delta y}.$$

Полученное выражение пригодно для проведения численного эксперимента и приблизительной количественной оценки материальных и энергетических потоков в криосауне.

Ранее авторами было показано, что $q_2 \approx 2,2$ кВт/м², а $q_3 \approx 0,5$ кВт/м².

Из технической информации об индивидуальных криосаунах [3] известно, что $1,5 \leq f_2 \leq 3,2$ м²/м³, а $5 \leq f_3 \leq 6,7$ м²/м³. Используя минимальные значения тепловыделяющей поверхности и приведенные выше значения q_2, q_3 , получим $q_v \approx 6$ кВт/м³. Полагая режим установившимся ($\Delta T/\Delta \tau = 0$) и принимая $\Delta y = 1$, решим уравнение энергии:

$$q_v + \rho \omega_y c_p (T_{lmin} - T_{lmax}) = 0$$

или

$$q_v = \rho \omega_y c_p (T_{lmax} - T_{lmin}),$$

где $\rho \omega_y = g_1 = g_A + g_B = g_B (A + 1)$.

Можно определить количество теплоносителя, необходимое для того, чтобы перегрев газа в кабине не превышал допустимой величины ΔT_{lmax} :

$$g_1 = q_v / (c_p \Delta T_{lmax}).$$

Оценим затраты криоагента на поддержание необходимого расхода теплоносителя. Так как количество газа, поданного в кабину, определяется расходом воздуха, можно определить минимальный расход воздуха в теплообменнике:

$$g_B = q_v / [(1 + A) c_p \Delta T_{lmax}].$$

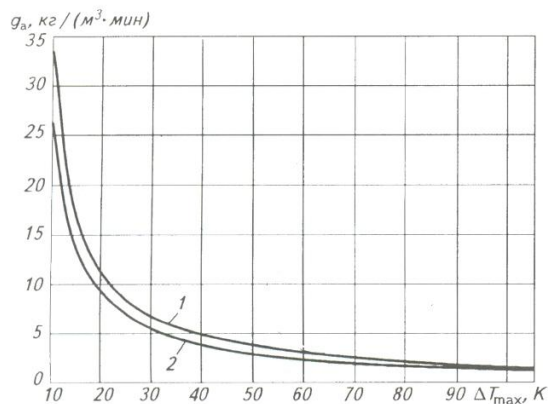


Рис. 2. Удельные затраты жидкого азота для криостатирования 1 м³ объема криосауны при заданной величине допустимого перегрева теплоносителя: 1 – уровень криостатирования кабины $T_1 = 90$ K; 2 – $T_1 = 130$ K

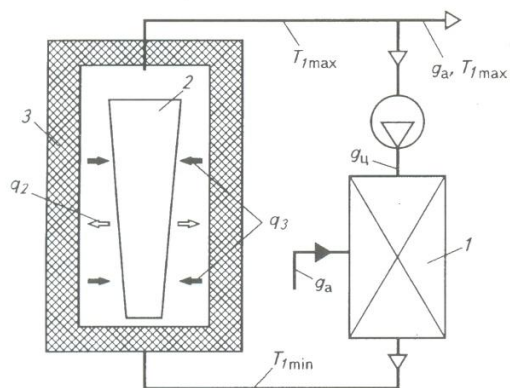


Рис. 3. Циркуляционная схема криостатирования кабины криосауны (обозначения аналогичны рис. 1)

При заданном уровне T_{1min} удельный расход теплоносителя зависит от величины допустимого перегрева, т.е. $g_v = f(\Delta T_{1max})$.

Удельный расход азота $g_a = g_v A = f(\Delta T_{1max})$.

Для эксплуатации криосаун важнейшим показателем является расход криоагента

$$g_a = A q_v / [(1 + A) c_p \Delta T_{1max}].$$

В зависимости от величины допустимого перегрева ΔT_{1max} и уровня криостатирования кабины затраты криоагента будут существенно меняться (рис. 2).

Основная масса криосаун использует современную технологию криостатирования, основанную на циркуляции большей части теплоносителя (рис. 3). В этом случае большая часть газа g_u после кабины поступает на по-

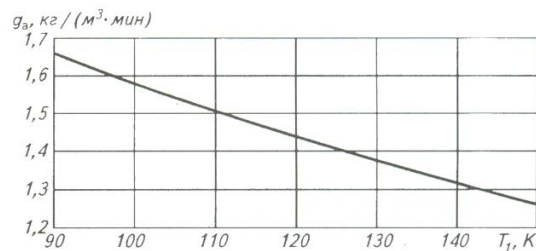


Рис. 4. Расчетные затраты азота на криостатирование 1 м³ криосауны на разных температурных уровнях криостатирования T_1 при заданном перегреве теплоносителя

вторное охлаждение. В атмосферу сбрасывается поток g_a , равный по массе расходу криоагента в теплообменнике. Теплоноситель циркулирует между теплообменником 1 и кабиной 3, поэтому схема получила название циркуляционной.

То, что на смешение с азотом подается не атмосферный воздух, а поток g_u из верхней части кабины, кардинально меняет энергетическую эффективность процесса. Теплоноситель в новой схеме действительно переносит теплоту перегрева из кабины к жидкому азоту. Расход криоагента высчитывается по формуле

$$g_a = q_v / [r_a + c_a (T_{1max} - T''_a)].$$

Расход циркуляционного потока g_u не влияет на величину g_a , что позволяет неограниченно наращивать количество газа, циркулирующего через кабину, и обеспечивать в ней необходимое распределение температур.

Переход на рациональную схему использования криоагента сокращает затраты азота почти в 20 раз (рис. 4). Установки, построенные по циркуляционной схеме, быстро заполняют объем процедурной зоны криогенным теплоносителем.

Выполненный анализ показывает, что выбор рациональной схемы криостатирования оказывает определяющее влияние на работоспособность, эффективность и безопасность индивидуальных криосаун.

Список литературы

1. Баранов А. Ю., Малышева Т. А. Моделирование нестационарного теплообмена в криомедицине // Вестник Международной академии холода. 2000. № 2.
2. Баранов А. Ю., Малышева Т. А., Баранов В. А. Энергетические основы эффективности криотерапевтической аппаратуры // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. 2005. № 2.
3. Баранов А. Ю. Разработка техники и технологии криотерапии // Холодильная техника. 2006. № 12.