

С. Б. Нестеров, Р. О. Кондратенко,
И. Д. Куликова

ПОЛУЧЕНИЕ КРИВЫХ ПО ДИНАМИКЕ ИЗОТЕРМ В БИОТКАНИ НА РАЗНЫХ ГЛУБИНАХ

С помощью прецизионного инфракрасного термографа получены кривые динамики изотерм $T(\tau)$ в охлаждаемой среде на разных глубинах Z от охлаждаемой поверхности S_0 . Проведено сопоставление экспериментальных данных с удобной для практики методикой расчета динамики изотерм $T(t)$ по глубине ткани при ее охлаждении.

E-mail: rim19@mail.ru; Irenkyl@mail.ru

Ключевые слова: криотерапия, охлаждение биоткани, динамика изотерм.

Если в криохирургии происходит процесс локального замораживания в целях криодеструкции задаваемого объема биоткани органа, то в криотерапии происходит процесс локального или общего охлаждения человеческого организма в лечебных и профилактических целях. На практике в настоящее время осуществляют общее или местное охлаждение поверхностного слоя биоткани разными источниками холода под визуальным контролем до образования на поверхности бледного ишемичного пятна [1]. При этом исключается замерзание ткани (образование необратимой деструкции клеток) на охлаждаемой поверхности, т.е. ее температура не должна быть ниже температуры кристаллизации клеток $T_{кр} \approx -2^\circ\text{C}$ [2]. Криотерапия с успехом применяется при лечении бронхиальной астмы, ревматоидного артрита, псориаза, экземы, аллергии, ожогов, травм, для стимуляции и общего оздоровления организма, в эстетической медицине [3].

Эффективность методов криотерапии повышается, если криопроцедуру заканчивают при образовании спазма сосудов в пограничном охлажденном слое ткани и, соответственно, ишемичного пятна на охлаждаемой поверхности ткани, т.е. когда временно “выключаются” нервные окончания (холодовые рецепторы) при температуре ткани $12 \pm 2^\circ\text{C}$ на глубине $Z = 3$ мм от охлаждаемой поверхности органа [4]. При этом осуществляется безусловный рефлекс организма (терморегуляция) [5], на базе которого возможно возникновение новых, более сложных условных рефлексов (по И.П. Павлову), стимулирующих организм на выздоровление.

В связи с этим важно знать целесообразный период охлаждения $\Delta\tau_{ц}$, который заканчивается моментом образования спазма капиллярных сосудов в пограничном охлажденном слое ткани и возникновением безусловного рефлекса организма — терморегуляции. Для этого

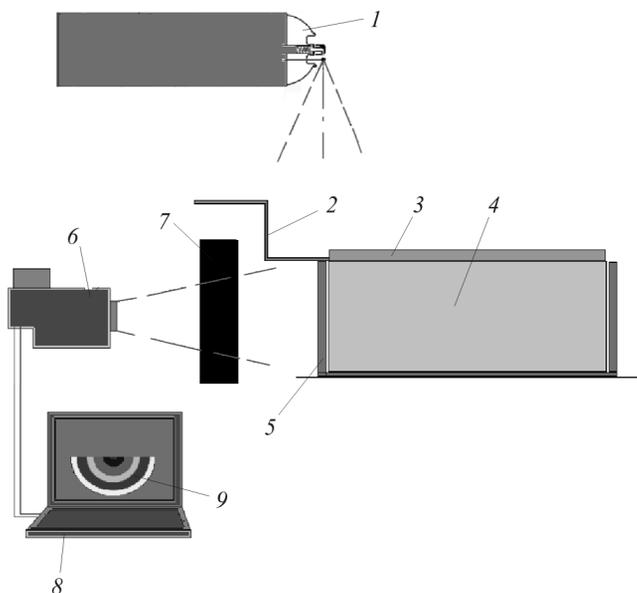


Рис. 1. Схема экспериментального стенда для исследования температурного поля внутри охлаждаемого тела:

1 — баллончик с охлаждающей смесью; 2 — защитная пленка; 3 — капиллярно-пористое покрытие; 4 — модельная среда (4%-ный раствор желатина — аналог ткани *in vitro*); 5 — прозрачная в инфракрасном диапазоне спектра тонкая полиэтиленовая пленка; 6 — термограф; 7 — линза; 8 — ЭВМ; 9 — температурное поле охлаждаемого объекта, полученное с помощью термографа

необходимо построить базовые кривые динамики изотерм $T(\tau)$ в биоткани на разных глубинах Z от охлаждаемой поверхности S_Z .

Авторами получены кривые динамики изотерм $T(\tau)$ в охлаждаемой среде (гель, 4%-ный раствор желатина — аналог ткани *in vitro*) на разных глубинах Z от охлаждаемой поверхности S_0 с помощью прецизионного инфракрасного термографа при охлаждении поверхности геля льдом и смесью на уровень температур -15°C (пропан/бутан/R123 [12/18/70 % мольн.]) с применением специальных капиллярно-пористых покрытий. Проведено сопоставление экспериментальных данных с удобной для практики методикой расчета [4] динамики изотерм $T(\tau)$ по глубине ткани при ее охлаждении. Принципиальная схема экспериментального стенда приведена на рис. 1.

Жидкая смесь в состоянии насыщения заправлялась в баллон. При проведении эксперимента смесь распылялась на специальные капиллярнопористые покрытия, покрывающие охлаждаемую поверхность. Для снятия температурного поля в сечении охлаждаемой среды использовался прецизионный (высокоточный) инфракрасный термограф “ИРТИС-2000 С”.

Для определения динамики изотерм по глубине охлаждаемой среды использовалась тонкая, прозрачная для инфракрасного диапазона полиэтиленовая пленка, позволяющая получить ровное сечение.

Прозрачная в инфракрасном диапазоне линза использовалась для увеличения получаемого термографом снимка. Переменные величины в эксперименте представлены в таблице.

Переменные величины в эксперименте по исследованию динамики изотерм $T(\tau)$ в охлаждаемой среде на разных глубинах от охлаждаемой поверхности

Хладагенты	<ol style="list-style-type: none"> Смесь пропан/бутан/R123 на уровне температур -15°C. Тающий лед в пакете.
Капиллярно-пористые покрытия	<ol style="list-style-type: none"> Вата ($40 \times 35 \times 5$ мм), сжималась с 5 до 3 мм для получения хорошего контакта. Вата ($40 \times 35 \times 5$ мм) сжималась с 5 до 3 мм для получения хорошего контакта, перфорация ($d = 2$ мм, $L = 6$ мм). Марля 18 слоев ($50 \times 40 \times 5$ мм) сжималась с 5 до 3 мм для получения хорошего контакта.

На рис. 2 приведен характерный вид динамики изотерм в геле (4 %-ный раствор желатина — аналог ткани *in vitro*) на разной глубине (Z) при охлаждении смесью пропан/бутан/R123 с температурой кипения -15°C .

Расчетные данные по динамике изотерм $T(\tau)$ на глубине $Z = 0; 2; 6$ мм в среде (4 %-ный раствор желатина — аналог ткани *in vitro*) при охлаждении тающим льдом при температуре $T_0 = 0^{\circ}\text{C}$ приведены вместе с экспериментально полученными на рис. 3.

На рис. 4 приведены расчетные и экспериментальные данные по динамике изотерм $T(\tau)$ в растворе желатина при охлаждении смесью пропан/бутан/R123 при -15°C с использованием капиллярнопористого покрытия (марля 18 слоев ($50 \times 40 \times 5$ мм)).

Наличие базового графика $T(\tau)$ позволяет врачу и разработчику криоаппаратов:

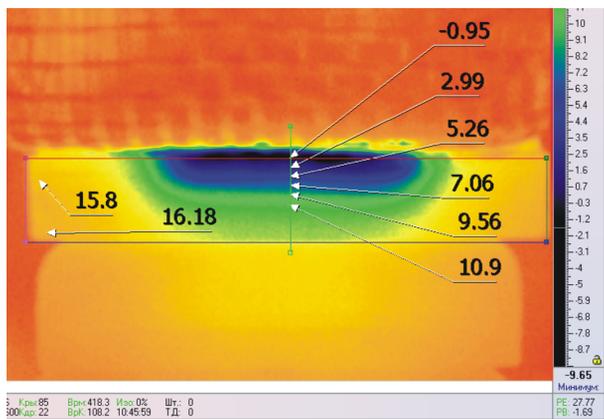


Рис. 2. Пример динамики изотерм в геле (4 %-ный раствор желатина — аналог ткани *in vitro*) на разной глубине (Z) при охлаждении смесью пропан/бутан/R123 с температурой кипения -15°C . Температура указана в $^{\circ}\text{C}$

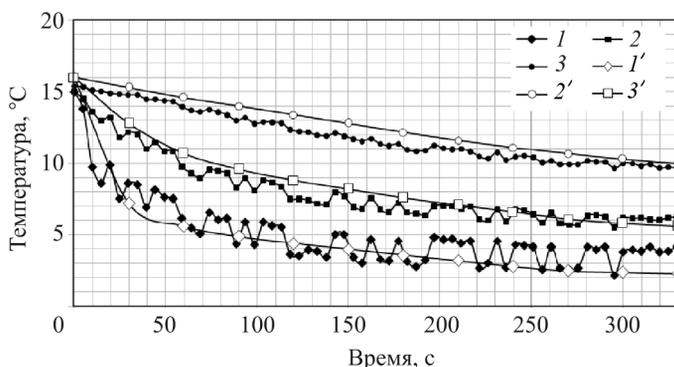


Рис. 3. Расчет и экспериментально полученные данные по динамике изотерм $T(\tau)$ на глубине $z = 0, 2, 6$ мм в среде (4 %-ный раствор желатина – аналог ткани *in vitro*) при охлаждении тающим льдом с температурой $T_0 = 0^\circ\text{C}$; $D = 40$ мм – диаметр зоны охлаждения; отклонение экспериментальных данных от расчетных составляет $\pm 2^\circ\text{C}$ [6]:

$1 - z = 0$ мм; $2 - z = 2$ мм; $3 - z = 6$ мм; $1' - z = 0$ мм; $2' - z = 2$ мм; $3' - z = 6$ мм

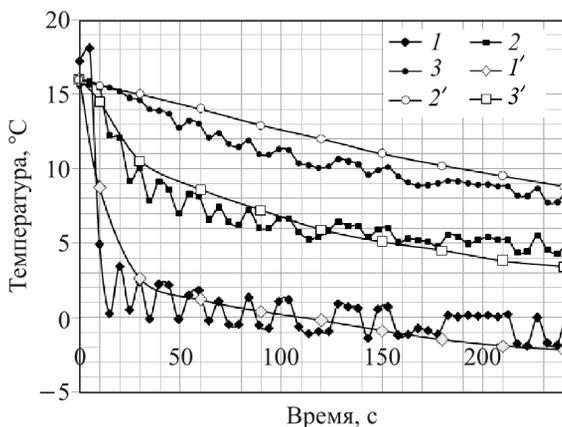


Рис. 4. Расчет и экспериментально полученные данные по динамике изотерм $T(\tau)$ в среде (4 %-ный раствор желатина – аналог ткани *in vitro*) при охлаждении смесью пропан/бутан/R123 при -15°C с использованием капиллярно-пористого покрытия (марля 18 слоев $50 \times 40 \times 5$ мм). Отклонение экспериментальных данных от расчетных составляет $\pm 2^\circ\text{C}$:

$1 - z = 0$ мм; $2 - z = 2$ мм; $3 - z = 6$ мм; $1' - z = 0$ мм; $2' - z = 2$ мм; $3' - z = 6$ мм

- выбрать рациональные условия охлаждения заданного участка биоткани для достижения поставленной задачи;

- достоверно сопоставлять и обобщать собственные и другие результаты криолечения (например, полученные в методах локальной криотерапии с применением разных криоаппликаторов, пакетов с криогелем, смоченных хладагентом капиллярно-пористых покрытий (ватные тампоны, спонжи и др.), струйного охлаждения, а также при общей криотерапии с применением холодной воды, криосауны и т.д.);

• выявить для методов криотерапии целесообразные исходные требования, что даст возможность определить рациональные конвективные условия охлаждения и, следовательно, разработать принципиальную конструкцию криоаппарата для задаваемых условий работы.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. В е д е н к о в В. Г. Выбор и обоснование схемы построения криотерапевтических аппаратов для локального охлаждения биологической ткани // Медицинская техника. – 1993. – № 2. – С. 5–18.
2. Ч е р н и г о л о в с к и й В. Н., К у р б а т о в а И. Н. О температурах возникновения и снятия холодого стаза // Нейрогуморальные регуляции в деятельности органов и тканей. – Л., 1941. – С. 164–178.
3. Ч е р н ы ш е в И. С. Современные аспекты криомедицины // Медицинская криология. – 2002. – Вып. 3. – С. 57–59.
4. Б у д р и к В. В. Физические основы криометодов в медицине. – М.: Лица, 2007. – 40 с.
5. О т молекул до человека / Пер. с англ. К.С.Будрина, И.М.Пархоменко; Под ред. Н.П.Наумова. – М.: Просвещение, 1973. – 480 с.
6. О ц е н к а погрешностей результатов измерений / П.В.Новицкий и др. – Л.: Энергоатомиздат, 1991. – 248 с.

Статья поступила в редакцию 27.06.2012