

УДК 621.565.82; 621.564.25; 615.832.96

## Исследование гибких капиллярно-пористых покрытий для локальной криотерапии

*Канд. техн. наук* **Кондратенко Р.О.** rim19@mail.ru

*д-р техн. наук* **Нестеров С.Б.** rim19@mail.ru.ru

*НИИ Вакуумной техники имени С.А. Векшинского*

*д-р мед. наук* **Буторина А.В.** avbutorina@gmail.com

*Российский национальный исследовательский*

*медицинский университет имени Н.И. Пирогова*

*д-р техн. наук* **Архаров А.М.** avbutorina@gmail.com

*д-р техн. наук* **Матвеев В.А.,**

*Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана*

*д-р техн. наук* **Борзенко Е.И.**

*Университет ИТМО*

*191002, Санкт-Петербург, ул. Ломоносова, 9*

*Выполнено исследование гибких капиллярно-пористых покрытий для локальной криотерапии. Выполненные измерения по динамике изотерм по глубине ткани in vitro, или прозрачного геля (вода + желатин 2 – 4 %), при охлаждении его поверхности разными источниками холода с использованием прецизионного инфракрасного термографа удовлетворительно совпадают с расчетом.*

*Установлено, что актуально использовать струю смеси пропан-бутан (40/60 % мольн.) при местной криотерапии совместно с капиллярно-пористым покрытием на латексной основе с толщиной 0,5–2,5 см и диаметром 6,5–12 см, которое удобно для практики и имеется на рынке. Покрытие в течение 10 сек пропитывают смесью, что обеспечивает рациональный для криотерапии период охлаждения биоткани 3–6 минут и более быстрое охлаждение по сравнению с пакетом тающего льда. 1 см<sup>3</sup> этого материала содержит до 15000 воздушных микропор. Объем воздуха в них составляет 85 % всего объема пенистой резины, средний радиус пор  $R = 0,1$  мм.*

*Ключевые слова:* криотерапия, гибкие капиллярно-пористые покрытия, охлаждающий аэрозоль, охлаждение тонкой пленкой кипящей газовой струи, пропан/бутан/R123, термограмма, биоткань.

---

## Flexible capillary porous coverings for local cryotherapy

*Ph.D.* **Kondratenko R.O.** rim19@mail.ru

*D.Sc.* **Nesterov S.B.** rim19@mail.ru

*JSC Vekshinski Research Institute of Vacuum Technology*

*D.Sc.* **Butorina A.V.** avbutorina@gmail.com

*Pirogov Russian National Research Medical University,*

*D.Sc.* **Arkharov A.M., D.Sc. Matveev V.A.** avbutorina@gmail.com

*Bauman Moscow State Technical University*

*D.Sc.* **Borzenko E.I.**

*ITMO University*

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

*Flexible capillary porous coverings have been studied. Measurements on the isotherm dynamics at the tissue depth in vitro or on transparent gel (water + gelatine 2–4 %) are made. Its surface is cooled by various cold sources using sensitive infrared thermograph. These measurements show satisfactory agreement with the calculation results.*

*It is appropriate to use the jet of propane/butane mixture (40/60% mole) by local cryotherapy alongside with capillary porous covering on the latex substrate 0,5 – 2,5 cm thick, 6,5–12 cm in diameter – it is convenient and available at the market. The covering is soaked with this mixture during 10 seconds – this provides rational cryotherapeutic biotissue cooling 3–6 minutes - and more rapid cooling in comparison to melting ice package. 1 cm<sup>3</sup> of this material contains up to 15000 air micropores. The air volume in them is 85 % from the whole volume of expanded rubber, average pore radius is  $R = 0,1$  mm.*

**Keywords:** cryotherapy, flexible capillary porous coverings, cooling spray, cooling by thin film of boiling gas jet, propane/butane/R123, biotissue.

Охлаждение биологических тканей применяется в ортопедии, экстренной хирургии, спортивной медицине с целью быстрого достижения эффекта обезболивания, ликвидации гипертермии, улучшения микроциркуляции, снижения микробной активности, стимулирования процессов регенерации охлаждаемых и окружающих тканей [1, 2, 3]. В статье приведены результаты исследования температурного поля поверхностного слоя биологических тканей при охлаждении смоченным в хладагенте капиллярно-пористым покрытием.

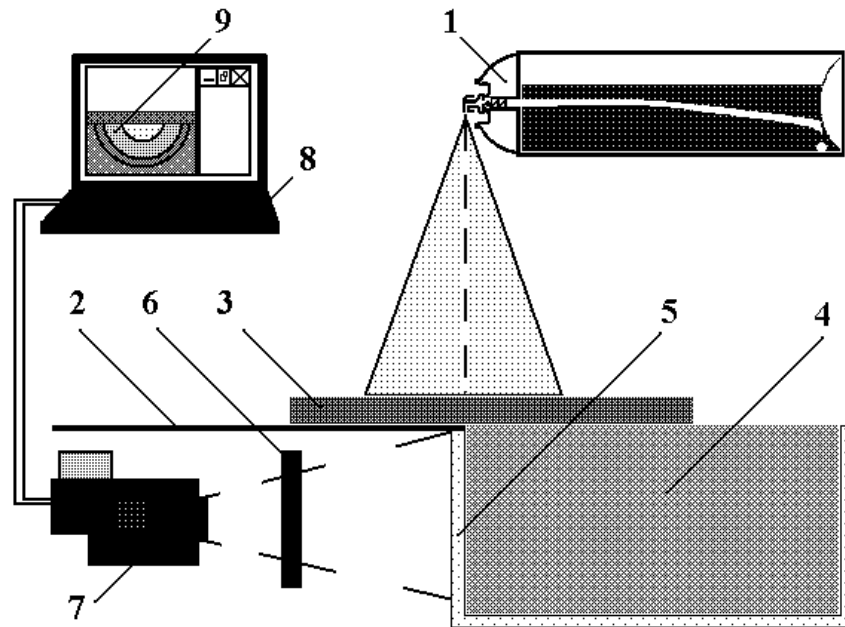
В настоящее время существует разработанная Будриком В.В. удобная для практики методика получения базового графика для выражения мощности охлаждения применяемого источника холода, находящегося в контакте с тканью [4], где используется решение задачи охлаждения полуограниченного тела, полученное Шнейдером П.Д. [5]. Для криотерапии – это кривые  $T(\tau)$  по динамике изотерм в биоткани для разных конвективных условий охлаждения (например, при использовании различных криоаппликаторов, системы газовых струй, холодной воды, криосауны).

Для внедрения в практику у рекомендованной методики отсутствует ряд важных экспериментальных доказательств. В этой связи, одной из задач настоящих исследований является экспериментальная проверка предложенной методики, которая будет удобна в практике криотерапии и криохирургии для установления мощности охлаждения применяемого источника холода любой конструкции в контакте с тканью.

Отсутствие вышеуказанных базовых графиков в научной литературе и практических руководствах для врачей является препятствием для стандартизации и широкого внедрения в практику криометодов. В частности, это не дает возможности достоверно обобщать собственные результаты с подобными данными коллег, которые получены с применением других источников холода, а также сравнивать и выявлять на рынке либо создавать новую эффективную конструкцию криоаппарата, соответствующую условиям работы.

Далее исследована динамика изотерм  $T(\tau)$  по глубине  $Z$  охлаждаемой ткани (гель 4 % раствор желатина, аналог ткани in vitro) с помощью прецизионного инфракрасного термографа.

Схема экспериментального стенда представлена на рис. 1. Хладагент в состоянии насыщения заправляется в баллон 1. При проведении эксперимента смесь распылялась на различные капиллярно-пористые покрытия 3, расположенные на охлаждаемой поверхности. Для снятия температурного поля в сечении охлаждаемой среды использовался прецизионный инфракрасный термограф «ИРТИС-2000 С» 7. Для определения температурного поля по глубине охлаждаемой среды использовалась тонкая, прозрачная для ИК диапазона полиэтиленовая пленка 5, позволяющая получить ровное сечение. увеличения получаемого термографом снимка. Переменные величины в эксперименте представлены в таблице 1.



**Рис. 1. Схема экспериментального стенда по исследованию динамики изотерм  $T(\tau)$  по глубине  $Z$  охлаждаемой ткани с помощью прецизионного инфракрасного термографа:**  
**1 – баллончик с охлаждающей смесью; 2 – защитная пленка; 3 – капиллярно-пористое покрытие;**  
**4 – модельная среда (4 % раствор желатина, аналог ткани *in vitro*);**  
**5 – прозрачная для ИК-диапазона тонкая полиэтиленовая пленка; 6 – линза; 7 – термограф;**  
**8 – ЭВМ; 9 – температурное поле охлаждаемого объекта, полученное с помощью термографа**

В результате были получены данные по динамике изотерм  $T(\tau)$  охлаждаемого геля (4 % раствор желатина) на разной глубине [6, 7]. На рис. 2 представлена термограмма в инфракрасном диапазоне геля при охлаждении смоченным в хладагенте капиллярно-пористым покрытием с температурой  $T_0 = -15^\circ\text{C}$ .

Полученные расчётные по динамике изотерм  $T(\tau)$  на глубине  $Z = 0, 2, 6$  мм в растворе желатина при охлаждении тающим льдом при температуре  $T_0 = 0^\circ\text{C}$  приведены вместе с экспериментально полученными данными на рис. 3.

На рис. 4 приведены для сравнения расчётные и экспериментальные данные по динамике изотерм  $T(\tau)$  в растворе желатина при охлаждении смесью пропан/бутан/R123 при  $T_0 = -15^\circ\text{C}$  с использованием капиллярно-пористого покрытия (марля, 18 слоев,  $50 \times 40 \times 5$  мм)

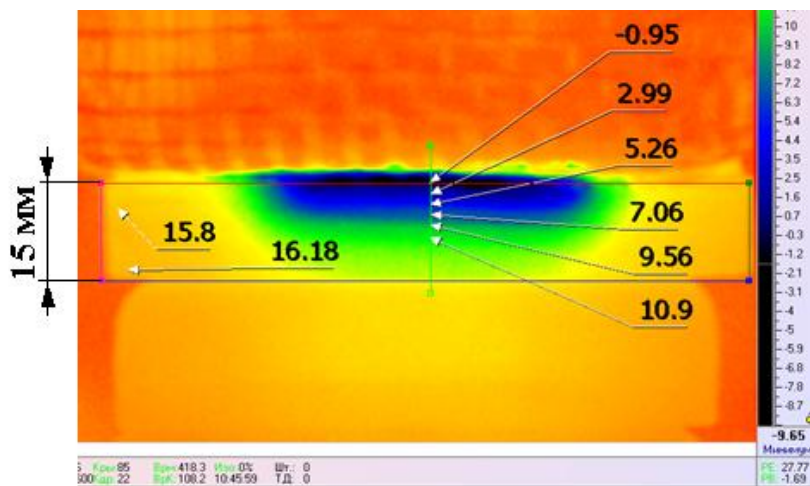
Таблица 1

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

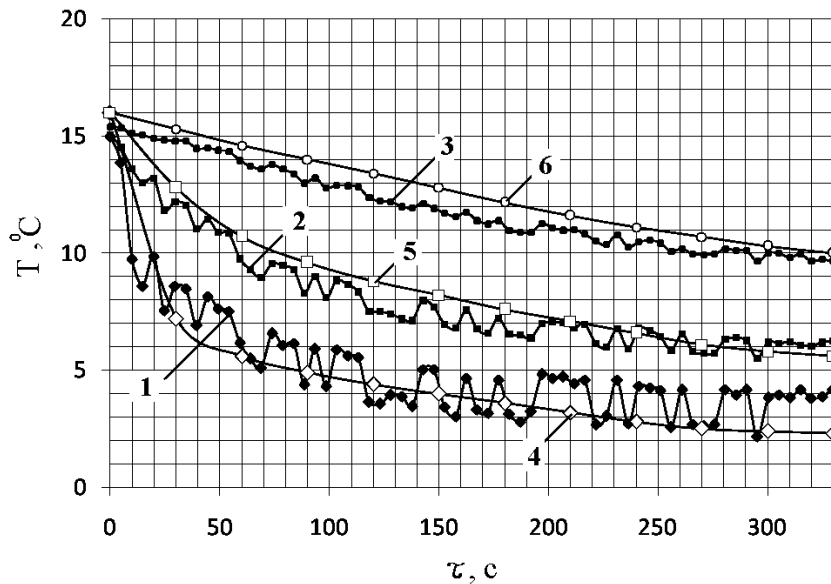
Хладагент	Пропан/бутан, 40/60 % мольн., $T_0 = -35,5 \text{ }^\circ\text{C}$
	Пропан/бутан/R123, 28/42/30 % мольн., $T_0 = -25 \text{ }^\circ\text{C}$
	Пропан/бутан/R123, 12/18/70 % мольн., $T_0 = -15 \text{ }^\circ\text{C}$
	Тающий лед в полиэтиленовом пакете
Капиллярно-пористое покрытие	Вата $40 \times 35 \times 5$ 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

Наличие базовых графиков  $T(\tau)$  для тех или иных конвективных условий охлаждения позволяет:

- достоверно сопоставить метод охлаждения биологической ткани смоченным в хладагенте капиллярно-пористым покрытием с другими методами локальной криотерапии: методом локальной криотерапии с применением различных криоаппликаторов, пакетов с криогелем, льдом, методом струйного охлаждения, а так же при общей криотерапии с применением холодной воды, криосауны;
- проследить динамику изменения температуры по глубине ткани во времени при ее охлаждении;
- сравнить полученные данные по динамике изотерм  $T(\tau)$  с расчетными, тем самым подтвердив точность методики расчета;
- выбрать эффективные условия охлаждения заданного участка биологической ткани для достижения температуры  $T_T = 12 \text{ }^\circ\text{C}$  на глубине  $Z = 3$  мм (достижение эффекта обезболивания);
- определить рабочее время испарения хладагента из капиллярно-пористого покрытия при охлаждении.



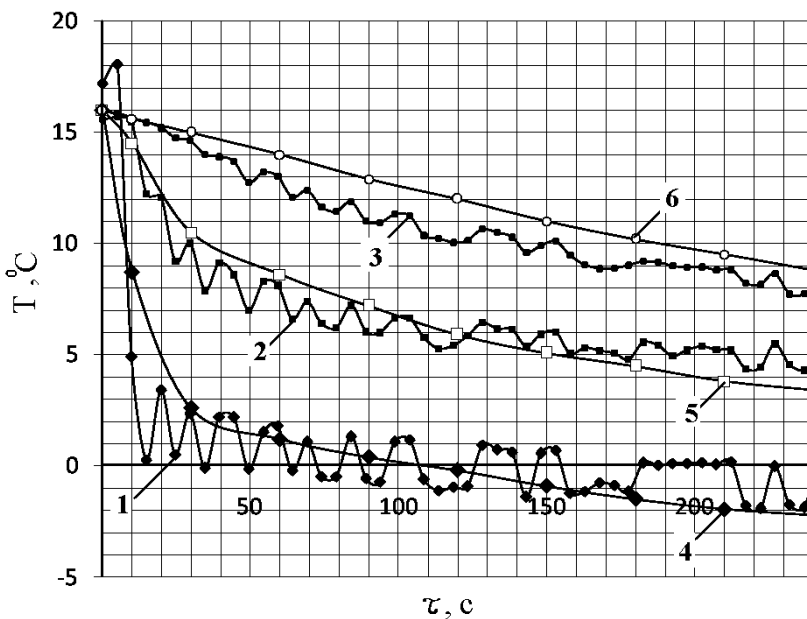
**Рис. 2. Термограмма в инфракрасном диапазоне геля (4 % раствор желатина, аналог ткани *in vitro*) по глубине при локальном охлаждении его поверхности смоченным в хладагенте капиллярно-пористым покрытием (марля 18 слоев  $50 \times 40 \times 5$  мм) с температурой  $T_0 = -15 \text{ }^\circ\text{C}$  в течение 7 минут. Снимок сделан с помощью инфракрасного прецизионного термографа ИРТИС – 2000 С  
Температура на снимке выражена в  $^\circ\text{C}$ .**



**Рис. 3.** Расчёт и экспериментально полученные данные по динамике изотерм  $T(\tau)$  на глубине  $Z = 0, 2, 6$  мм в растворе желатина при охлаждении его поверхности пакетом с тающим льдом с  $T_0 = 0$  °С.

Отклонение экспериментальных данных от расчётных  $\pm 2$  °С:

- 1 – эксперимент,  $Z = 0$  мм; 2 – эксперимент,  $Z = 2$  мм;
- 3 – эксперимент,  $Z = 6$  мм; 4 – расчет,  $Z = 0$  мм; 5 – расчет,  $Z = 2$  мм; 6 – расчет,  $Z = 6$  мм



**Рис. 4.** Расчёт и экспериментально полученные данные по динамике изотерм  $T(\tau)$  в растворе желатина при охлаждении смесью пропан/бутан/R123 при  $T_0 = -15$  °С с использованием капиллярно-пористого покрытия (марля 18 слоев ( $50 \times 40 \times 5$  мм)).

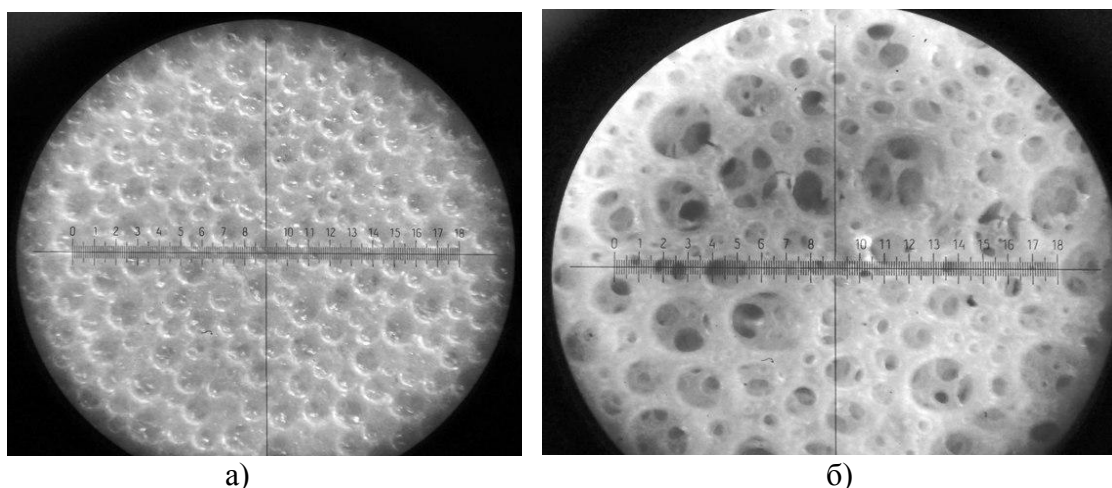
Отклонение экспериментальных данных от расчётных  $\pm 2$  °С:

- 1 – эксперимент,  $Z = 0$  мм; 2 – эксперимент,  $Z = 2$  мм; 3 – эксперимент,  $Z = 6$  мм;
- 4 – расчет,  $Z = 0$  мм; 5 – расчет,  $Z = 2$  мм; 6 – расчет,  $Z = 6$  мм

Выполненные измерения по динамике изотерм по глубине ткани *in vitro*, или прозрачного геля (вода + желатин 2–4 %), при охлаждении его поверхности разными источниками холода с использованием прецизионного инфракрасного термографа удовлетворительно совпадают с расчетом.

Установлено следующее: актуально использовать струю смеси пропан-бутан (40/60 % мольн.) при местной криотерапии (особенно в спорте) совместно с капиллярно-пористым покрытием на латексной основе с толщиной 0,5–2,5 см и диаметром 6,5–12 см, которое удобно для практики и имеется на рынке. Покрытие быстро (в течение 10 с) пропитывают смесью, затем фиксируют на заданной поверхности органа. Это обеспечивает рациональный для криотерапии период охлаждения биоткани 3–6 минут и более быстрое охлаждение по сравнению с пакетом тающего льда. Известно, что 1 см<sup>3</sup> этого материала содержит до 15000 воздушных микропор. Объем воздуха в них составляет 85 % всего объема пенистой резины, средний радиус пор  $R = 0,1$  мм.

Вид пористого покрытия на латексной основе представлен под микроскопом на рис. 5. Хорошо видно, что материал меняет свою форму после использования (смачивание покрытия хладагентом с последующим испарением).



**Рис. 5. Вид пористого покрытия на латексной основе под микроскопом (одно деление на шкале равно 150 мкм):**  
**а) до впитывания хладагента; б) после впитывания и испарения хладагента**

### Список литературы

1. Черниговский В.Н., Курбатова И.Н. О температурах возникновения и снятия холодового стаза // Нейро-гуморальные регуляции в деятельности органов и тканей. – Л., 1941. – С. 164-168.
2. Михеев М. А., Михеева И. М. Основы теплопередачи. М.: Энергия, 1977. – 344 с.
3. Буторина А.В., Кондратенко Р.О., Архаров А.М. Новые криогенные технологии в фитнесе и спорте высших достижений // Криогенные технологии и оборудование. Перспективы развития: Материалы 8-ой Международной научно-практической конференции. – М., 2011. – С.73–75.
4. Будрик В.В. Физические основы криометодов в медицине. – М.: Лика, 2007. – 136 с.
5. Шнейдер П.Д. Инженерные проблемы теплопроводности. М.: МИР, 1977. – 478 с.
6. Кондратенко Р.О., Нестеров С.Б., А.В. Буторина. Охлаждение биологической ткани в локальной криотерапии. – М.: Новелла, 2010. – 50 с.
7. Кондратенко Р.О., Гарсков Р.В., Нестеров С.Б., Щербаков М.И. Исследование контактных методов охлаждения биологической ткани в локальной криотерапии // Вакуумная техника, материалы и технология: Материалы 7 Международной научно-технической конференции. М., 2012. – С. 264 – 268.