

13. ZHANG Ya., OSTER D., KUMADA M., YU J., LI Sh., Key\_vacuum\_technology\_issues\_to\_be\_solved\_in\_evacu// Journal of Modern Transportation. Vol. 19, N. 2, 2011, P. 110-113
14. Kireev A.V., Kozhemyaka N.M., Kononov G.N. Potential Development of Vehicle Traction Levitation Systems with Magnetic Suspension. International Journal of Power Electronics and Drive System (IJPEDS) Vol. 6, No. 1, March 2015, P. 26-31
15. Lapidus B. M. ON THE ESTABLISHMENT OF VACUUM-LEVITATION TRANSPORT SYSTEM. 2016. 13 p.
16. Сергеев В.Н. Воздуходувка ВВК-300. График давления и производительности ВВК-300. <https://bezmasla.ru/vozduhoduvka-vvk-300/>
17. OSTER D., KUMADA M., ZHANG Y. Evacuated tube transport technologies (ET3)tm : a maximum value global transportation network for passengers and cargo // Journal of Modern Transportation. Vol. 19, Num. 1, March 2011, P. 42-50 DOI: 10.1007/BF03325739.
18. Svichkar E.V., Nikulin N.K., Klyucharov V.S., Demikhov K.E. Molecular-Viscous Vacuum Pump (MVVP) // Oil and Gas Engineering (OGE-2017). AIP Conf. Proc. 1876, 020058-1–020058-7; doi: 10.1063/1.4998878
19. Розанов Л.Н. Вакуумная техника. М.: Высшая школа, 2013, 320 с.

## **ТЕПЛОФИЗИЧЕСКАЯ ТЕОРИЯ КРИОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ THERMOPHYSICAL THEORY OF CRYOTHERAPEUTIC EFFECT**

**А.В.Буторина<sup>1</sup>, А.М.Архаров<sup>2</sup>, С.Б.Нестеров<sup>2</sup>, А.В.Пушкарев<sup>2</sup>, А.В.Шакуров<sup>2</sup>,  
Н.А.Андреев<sup>2</sup>**

**A.V.Butorina, A.M.Arkharov, S.B.Nesterov, A.V.Pushkarev, A.V.Shakurov, N.A.Andreev**

<sup>1</sup>Российский национальный исследовательский медицинский университет им.  
Н.И.Пирогова, г. Москва

<sup>2</sup>МГТУ им. Н.Э. Баумана. Г. Москва

*Криотерапия оказывает интенсивное охлаждающее действие на кожный покров.*

*Cryotherapy has an intense cooling effect on the skin.*

Ключевые слова: *криотерапия, криогенные газовые среды, ультра -низкие температуры, термический шок.*

Key words: *cryotherapy, cryogenic gas media, ultra low temperatures, thermal shock.*

Применение холода для утоления боли и купирования воспаления имеет достаточно древнюю историю. На сегодняшний день, понятие «криотерапия» включает совокупность физических методов лечения основанных на отведении тепла с помощью жидких, твердых и газообразных рабочих тел (от влажных холодных обтираний до воздействия сверхнизкими и ультранизкими температурами). Причем, охлаждающее воздействие возможно как на отдельные участки, так и на организм человека в целом.

Метод терапевтического воздействия с помощью криогенных газовых сред с температурами до минус 200°С, предложенный японским учёным J. Jatauchi в середине 70-х годов, открыл новое направление в разработке высокоэффективных криомедицинских

технологий. Рабочее тело в виде криогенных газовых сред во много раз превосходит по своей терапевтической эффективности ранее применяемые источники холода.

В 1990 году на международном симпозиуме по криотерапии были представлены доказательства эффективности купирования болевых ощущений и воспалительных явлений лишь при быстром падении температуры в минимально короткое время. Полученный при этом «термический шок» приводил к рефлекторной максимальной дилатации артериоло-капиллярной сети, сопровождающейся ускорением процессов веноулярного и лимфатического оттока, что вызывало улучшение трофики тканей, снятие боли и воспаления.

Оценка человеком внешних температурных условий построена на информации, поступающей от кожных терморепцепторов, которые контролируют температуру поверхности кожного покрова. Площадь кожного покрова, у взрослого человека, составляет в среднем 1,6м<sup>2</sup>. На 1 см<sup>2</sup> кожи размещается до 200 болевых, 25 тактильных, 2 тепловых и 12-15 холодовых точек, причем холодовые рецепторы залегают ближе к поверхности кожи (0,17 мм), чем тепловые (0,3мм). Общее число терморепцепторов около 280 тысяч, в том числе 250 тысяч холодовых. Таким образом, холодовых рецепторов кожи в 10-15 раз больше, чем тепловых. Холодовые рецепторы включаются при снижении температуры поверхности кожи до +12°С. Их преобладание позволяет предположить, что воздействие низкими температурами способно оказывать выраженное действие как на местном, так и на центральном уровнях. Криотерапия оказывает интенсивное охлаждающее действие на кожный покров. Способ размещения рецепторов обеспечивает точное наблюдение за изменением температуры поверхности эпителия, которая определяется интенсивностью отвода тепла к охлаждающей среде.

В физиологии принято условное деление тканей по температурной зависимости на две различные группы (академик И.П. Павлов). Покровные ткани, или оболочка, - легко переносят значительное переохлаждение, в то время как внутренние ткани при охлаждении на 10-12°С прекращают нормальную работу. Это условное деление ограничивает область физиотерапевтического применения криотерапии пределами оболочки, так как нарушение теплового режима ядра недопустимы.

Малая экспозиция контакта тела с газообразным теплоносителем приводит к тому, что зона искусственного переохлаждения располагается только в оболочке организма пациента и не затрагивает теплочувствительных тканей внутренних органов, т.е. ядра организма. Подтверждением этого являются известные из практики криогенной физиотерапии случаи лечения пациентов с повышенной температурой, а также лиц склонных к простудным заболеваниям, когда криофизиотерапевтическое воздействие не вызывало простудных проявлений, что подтверждает изотермичность органов ядра.

Терморепцепторы кожи подают афферентные сигналы об изменении теплового равновесия в центр теплорегуляции гипоталамуса. Афферентная импульсация оттуда направлена на изменение теплопродукции клетками организма. В зависимости от силы действия холода происходит сужение кровеносных сосудов и повышается теплопродукция в тканях. Холодовые рецепторы кодируют информацию о температуре кожи, она преобразуется в универсальные для мозга сигналы - нервные импульсы. Увеличение интенсивности раздражителя связано с увеличением частоты импульсной активности. Количественная связь между интенсивностью раздражителя и частотой сигналов определяется законом Стивенсона, который утверждает, что между ощущением и интенсивностью физического раздражителя существует степенная зависимость. В качестве фактора раздражающего систему терморегуляции, рассматривают пороговый сигнал, т.е. сигнал, связанный с приближением температуры регистрируемой рецепторами к значению, соответствующему терминальному рецепторному порогу терм. = -2,5°С. Реакция анализатора на приближение температуры кожи к терминальному порогу имеет гиперболический характер, т.е. интенсивность сигналов от рецепторов кожного покрова многократно возрастает по мере приближения температуры кожи к пороговому значению.

При температуре эпителия более 2°C интенсивность сигналов от холодových рецепторов невелика. Но по мере приближения к пороговому значению -2°C интенсивность тревожного сигнала возрастает гиперболически.

Основу реакции системы терморегуляции на приближение температуры эпителия к терминальному порогу обеспечивает информация, поступающая через экстралемнисковую сенсорную систему. Эта система эволюционно наиболее древняя, её основу составляют первичночувствующие, в частности, холодových рецепторы. Порог чувствительности первичночувствующих рецепторов высок, они активируются только при сильных раздражениях, которые создают угрозу необратимого повреждения тканей. Экстралемнисковая сенсорная система имеет следующие отличительные характеристики:

- она плохо распознаёт локализацию раздражения;
- её рецепторы реагируют только на воздействие терминального уровня;
- скорость проведения сигналов низкая - 0,4-1,5 м/с;
- сигналы системы распределяются по всему отделу терморегуляции, поэтому сильный, но локализованный сигнал не вызывает мощной ответной реакции и, наоборот;
- при передаче информация утрачивает дискретность, теряется значительная доля сведений о локализации;
- для активации экстралемнисковой системы необходимы грубые, на грани разрушения, воздействия на ткани;
- экстралемнисковая сенсорная система интегрирует кодированные сигналы, поступающие от всех участков кожного покрова; поэтому общий объём информации об опасности, угрожающей организму, определяется не только интенсивностью, но и площадью и продолжительностью раздражения.

Субъективное восприятие контакта с криогенной средой искажается тем, что изменение температуры кожи раздражает рецепторы, реагирующие на скорость изменения контролируемого параметра. Эти рецепторы принадлежат другому сенсорному каналу - лемнисковой сенсорной системе. Лемнисковая сенсорная система эволюционно появилась значительно позднее, она наиболее хорошо развита у приматов и человека. Лемнисковая сенсорная система имеет следующие отличительные характеристики:

- скорость проведения сигналов высокая - 15 м/с;
- система проводит точную информацию о локализации и интенсивности раздражения, поэтому является проводящим путём быстрой температурной чувствительности;
- не отвечает за интерпретацию раздражения, а только различает и локализует его;
- субъект острее воспринимает сигналы поступающие по второму каналу холодной чувствительности.

Опираясь на субъективные ощущения, многие врачи и пациенты связывают лечебный эффект процедуры именно с ними и стремятся усилить гипотермический дискомфорт процедуры. В этом случае мощные сигналы лемнисковой системы могут вызывать тяжёлые осложнения вплоть до острых сердечных приступов. Усиление дискомфорта пациента в ходе процедуры бесполезно с лечебной точки зрения, поэтому следует стремиться к снижению дискомфорта.

Условием внутренней безопасности криогенной физиотерапии является факт, согласно которому на границе жирового и мышечного слоёв изменение температуры не должно превышать 1 К (1°C). Так как эта граница находится внутри оболочки, то это полностью исключает гипотермию ядра.

В условиях быстротекущих процессов криотерапевтического воздействия признаки, определяющие теплопроводящие свойства оболочки, могут быть сформулированы следующим образом:

- оболочка представляет собой трёхслойную структуру и образована эпителием, жировой тканью и мышцами;

- наружный ороговевший слой эпителия пронизан холодowymi и тепловыми рецепторами;
- рецепторы регистрируют не температуру окружающей среды, а температуру наружного слоя эпителия;
- способность к теплопродукции слоёв равномерно распределена в объёме;
- жировая клетчатка выполняет теплоизолирующую функцию и не продуцирует тепло.

Влияние ядра организма на интенсивность теплового потока через периферический участок учитывается посредством тепла, поступающего к внутренней границе оболочки за счёт процессов метаболизма во внутренних органах. Оболочка тела, по крайней мере, мышечная ткань, содержит кровеносные сосуды. Крупные сосуды способны вносить искажения в тепловую картину, но эти искажения возможны только в глубине, а на поверхности кожи они фактически не влияют на распределение температуры, потому что плотность теплоотвода многократно превышает теплоподводящую способность сосудов и перенос тепла от мышечных сосудов к коже проходит через жировую ткань, которая надёжно блокирует локальные возмущения тепловыделений.

Начальное распределение температуры покровных слоёв по известным из физиологии данным для мышечного слоя  $T_{\text{мыш.}} = 37^{\circ}\text{C}$ , эпителия  $T_{\text{эпит.}} = 32^{\circ}\text{C}$  постоянно по всей длине слоя, температура жирового слоя изменяется линейно. Отдача тепла с кожной поверхности в окружающую холодную среду складывается из теплотерь за счёт излучения и испарения, проведения и конвекции. Граничные условия переноса тепла определяются конвективным обменом с теплоносителем. Теплоотдача конвекцией зависит от того, с какой средой соприкасается кожа. Соприкосновение кожи с водой  $20^{\circ}\text{C}$  оказывает такое же охлаждающее действие, как и контакт кожной поверхности с воздухом при температуре  $0^{\circ}\text{C}$ . Это связано с большей теплопроводностью воды (примерно в 27 - 30 раз этот показатель выше, чем у воздуха).

В соответствии с теплофизической теорией криотерапии, физиотерапевтический эффект процедуры гипербарической газовой криотерапии связан с изменением температуры поверхности эпителия. Температура поверхности покровного слоя определяется не только внешним теплообменом, но и переносом тепла от внутренних тканей к периферии. Организм обладает способностью варьировать выделение тепла за счёт изменения интенсивности процессов метаболизма, но в условиях гипотермических процедур основной поток тепла, отводимый теплоносителем, многократно превышает теплотворную способность тела и в ходе процедуры наблюдается существенное снижение температуры покровных тканей. Для широкого применения криогенной физиотерапии, распространение зоны переохлаждения следует ограничить оболочкой.

С теплофизической точки зрения о поверхностном характере переохлаждения тела при криотерапии говорит тот факт, что до 30% общей массы тела приходится на ткани оболочки. Это составляет приблизительно 20 кг при теплоёмкости оболочки не менее 600 кДж/К. Для охлаждения оболочки на 10 К ( $10^{\circ}\text{C}$ ) потребуется отвести с поверхности тела 600 кДж тепла за время менее 200 секунд. Средний теплоотвод составит 3000 Вт. Значения показывают, что с энергетической точки зрения локализация процессов, сопровождающих криотерапию, достаточно обоснована.

## **ЛИТЕРАТУРА**

1. Архаров А.М., Марфенина И.В., Микулин Е.И. Криогенные системы. Основы теории и расчета. – Москва, том 1, 1996 – 575 с.
2. Архаров А.М., Смородина А.И. Криогенные системы Основы проектирования аппаратов, установок и систем. – Москва, том 2, 1999 – 719 с.
3. Архаров А.М. и др. Машины низкотемпературной техники. Криогенные машины и инструменты. – Москва, 2011 – с. 583.

4. Будрик В.В. Физические основы криометодов в медицине. – М.: Лица, 2007, 136 с.
5. Кондратенко Р.О., Нестеров С.Б., Романько В.А. Применение промышленных газов в качестве хладагентов для нужд медицины и радиотехники. // Химическое и нефтегазовое машиностроение, вып.6, Москва, 2010, с. 22-23.
6. Кондратенко Р.О., Нестеров С.Б., Буторина А.В. Охлаждение биологической ткани в локальной криотерапии. – М.: Новелла, 2010, 50 с.
7. Кондратенко Р.О., Нестеров С.Б. Исследование температурного поля на различных поверхностях при охлаждении тонкой пленкой кипящей газовой смеси. // Вакуумная техника и технология. 2010. Т. 20, вып. 4 С. 264–267.
8. Михеев М.А., Михеева И.М. Основы теплопередачи. – М.: Энергия, 1977, 344 с.
9. Черниголовский В.Н., Курбатова И.Н. О температурах возникновения и снятия холодового стаза. – В кн.: Нейрогуморальные регуляции в деятельности органов и тканей. – Л., 1941 – с.164-178.
10. Цыганов Д.И., Архаров А.М., Микулин Е.И. Современные медико-технические аспекты создания криохирургической аппаратуры. – Вестник МГТУ, 1996, с.140-156
11. Цыганов Д.И. Теоретические и экспериментальные основы, создание криохирургической аппаратуры и медицинских технологий ее применения. Дис. док. тех. наук. М., 1994. 315с.
12. Цыганов Д.И., Птуха Т.П., Жолобов Н.И., Веденков В.Г. Криогенная медицинская техника. Методические рекомендации – М., 1991 – 56 с.
13. Kondratenko R., Butorina A., Nesterov S. The study of the temperature field in the skin cover when ispersing gas mixtures to -35.5; -25.0; -15.0°c temperature level for application in criomedicine and criotherapy. – 23<sup>st</sup> International Congress of Refrigeration, ICR 2011, Prague, Czech Republic, 2011, p. 733-739
14. Kondratenko R., Butorina A., Nesterov S. Study of Contact Methods to Cool Biological Tissue in Local Surgery. – The 12th CRYOGENICS - 2012 IIR International Conference. Dresden, Germany, 2012, p. 146 – 148