

## Установка для локальной криотерапии на основе вихревого эффекта Ранка-Хилша

### Аннотация

Показана возможность применения вихревого эффекта в установке для локальной криотерапии. Представлена структурная схема созданной установки, а также приведены результаты пробных экспериментов. Обозначена возможность повышения технологической эффективности применяемой вихревой трубки Ранка-Хилша в указанной установке за счет принудительного охлаждения корпуса или же только «горячего» выхода вихревой трубки.

### Введение

Криотерапия основана на применении холодого фактора для отведения тепла от тканей, органов или всего тела человека при помощи криогенных газообразных рабочих тел в субдеструктивных экспозициях [1].

По сообщению И.А. Бурениной, методы криотерапии по степени криовоздействия могут быть разделены на две группы: с применением умеренно низких температур от +20 до -30 °С и с применением низких температур от -30 до -180 °С. В зависимости от площади тела, подвергаемой воздействию, различают локальную и общую криотерапию [2].

Локальные криопродуры позволяют быстро снизить температуру кожи на выбранном участке тела на 10...20 град и обладают неоспоримыми преимуществами перед любыми другими видами лечения: безболезненностью, безопасностью, физиологичностью, кратковременностью (2...10 мин), универсальностью, вариабельностью методик [3]. Кроме того, холод оказывает антигипоксическое, гемостатическое и репаративное действия, а также отлично сочетается с новыми видами лечения, например с лазерной хирургией [4]-[6].

Современные аппараты для локальной криотерапии базируются на традиционных источниках холода, например элементах Пельтье и компрессионных холодильных машинах. В некоторых случаях активно применяются жидкий азот и углекислота [7]. Однако для достижения умеренно низкого и низкого диапазонов температур при сеансах локальной криотерапии не был рассмотрен такой источник низких температур, как вихревой эффект Ранка-Хилша.

Вихревой эффект (эффект Ранка-Хилша) – эффект разделения газа или жидкости на две фракции при закручивании в цилиндрической или конической камере. При прохождении газа через завихряющую улитку образуется интенсивный круговой поток, приосевые слои которого значительно охлаждаются и отводятся через осевое отверстие диафрагмы в виде холодного потока. В периферийных слоях температура газа увеличивается и газ вытекает через дроссель в виде горячего потока. Регулировка температуры и расходов воздуха осуществляется дросселем [8]-[11].

В настоящей статье рассмотрена установка для локальной криотерапии, основанная на применении вихревого эффекта Ранка-Хилша в качестве источника умеренно низких и низких температур.

### Материалы и методы

В ходе работы создана установка для локальной криотерапии, работающая на основе вихревого эффекта Ранка-Хилша. Блок-схема данной установки представлена на рис. 1, а на рис. 2 представлена фотография экспериментальной установки.

Работает устройство следующим образом: из источника сжатого воздуха через регулировочный пневморедуктор воздух под давлением не более 14 атм подается к вихревой трубке Ранка-Хилша через фильтр. Окончательная регулировка рабочей температуры струи холодного воздуха осуществляется интенсивностью подачи сжатого воздуха к вихревой трубке через пневмопистолет. Вихревая трубка прикреплена к пнев-

мопистолету и оснащена глушителями выходящих потоков воздуха, предназначенных для уменьшения шума при работе и формирования воздушной струи. Горячий воздушный поток отводится в окружающую среду. При этом глушитель не только значительно снижает уровень шума, но и способствует эффективному рассеянию струи горячего воздуха без вреда для оператора установки. Особая конструкция глушителя обеспечивает «рассеянный» выход горячего потока по всему объему глушителя, что предотвращает возможную травму от струи горячего воздуха, образующейся без глушителя [12]. Температура горячего воздушного потока в ходе эксперимента достигает +70 °С. Горячий поток можно вывести за пределы помещения, в котором проводится процедура, взяв вместо глушителя гибкий теплоизолированный пневмошланг, идущий в комплекте с вихревой трубкой [12].

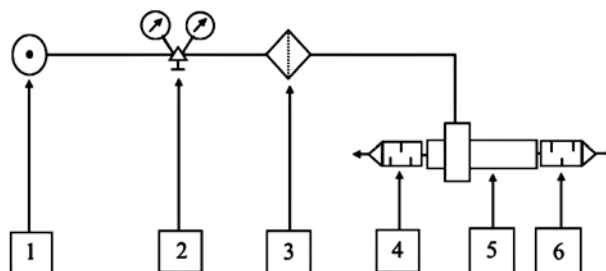


Рис. 1. Схема установки: 1 – источник сжатого воздуха; 2 – регулировочный воздушный редуктор с манометром; 3 – фильтр; 4 – глушитель на холодном выходе вихревой трубки; 5 – вихревая трубка; 6 – глушитель на горячем выходе вихревой трубки

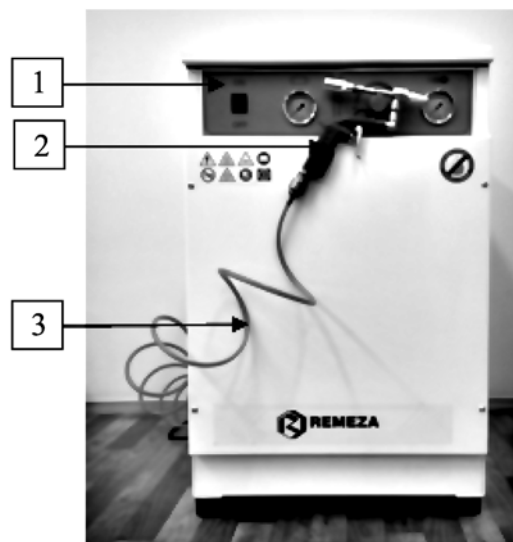


Рис. 2. Экспериментальная установка: 1 – компрессор медицинский безмасляный; 2 – пневмопистолет с вихревой трубкой Ранка-Хилша; 3 – гибкий пневмошланг

На изготовленной установке проведены исследования зависимости температуры струи холодного воздуха от рабочего давления и расстояния до генератора холода при температуре окружающей среды  $t = +22\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Измерения проводились в лабораторных условиях при комнатной температуре и нормальном атмосферном давлении. Для измерения температуры струи холодного потока воздуха был взят лабораторный мультиметр M890G с хромель-алюмелевой термопарой и базовой погрешностью измерений на уровне  $\pm 0,75\%$  [13]. Термопара была приклеплена к штангенциркулю, обеспечивающему точность измерений до 0,1 мм и закрепленному в лабораторном штативе. Введение термопары осуществлялось в поток холодного воздуха вдоль вектора направления движения потока. Визуализированные результаты измерений представлены на рис. 3.

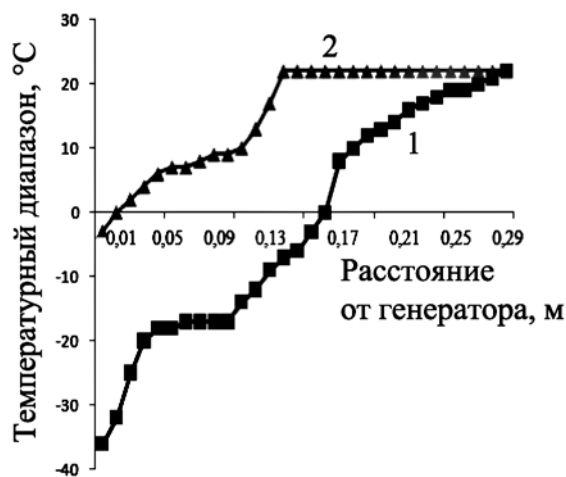


Рис. 3. Зависимость температуры холодного воздуха от расстояния: 1 – при рабочем давлении  $P = 7$  атм; 2 – при рабочем давлении  $P = 2$  атм

Из данных эксперимента видно, что минимальная температура достигается при максимальном давлении рабочей среды. Глушитель на холодном выходе вихревой трубки не только значительно снижает уровень шума, но и способствует формированию локализованной струи холодного потока.

Уровень шума от работающей вихревой трубки не превышает указанного в технической документации [12] значения в 70 дБ. Уровень шума от работающего компрессора также не превышает указанного в технической документации [14] значения в 57 дБ. Совокупный уровень шума, измеренный лабораторным шумомером «Center 390» [15] по методике [16], не превышает значения в 72 дБ.

Исходя из разницы температур холодного воздушного потока и температуры окружающей среды, принимая во внимание технические характеристики оборудования [12], [14] и долю холодной фракции потока [12] при каждом конкретном рабочем давлении в определенном температурном диапазоне, вычислим  $\epsilon$  экспериментальной установки по методике А.И. Азарова [17]. Для сравнения возьмем значения  $\epsilon$  компрессионной холодильной установки на хладагенте R410a в аналогичных температурных диапазонах [18]. Данные сравнения приведены в табл. 1.

Таблица 1

Сравнение холодильных коэффициентов установок

Температура, $^{\circ}\text{C}$	Установка с хладагентом R410a	Экспериментальная установка
-40...-30	1,5	0,18
-30...-20	2,4	0,21
-20...-10	2,8	0,25
-10...0	5	0,32

Холодильный коэффициент установки на основе вихревого эффекта ниже, чем на стандартной холодильной компрессионной машине. Однако высокая надежность вихревой трубки (нет вращающихся деталей, различного рода приводов, хладагентов), ценовая привлекательность (почти в 20 раз дешевле ближайших традиционных холодильных компрессионных аппаратов для локальной криотерапии [19], [20]), неограниченная продолжительность рабочего цикла и отсутствие необходимости в систематическом квалифицированном обслуживании [12] для получения аналогичных температурных диапазонов позволяют пренебречь пониженным холодильным коэффициентом. Кроме того, большая часть лечебных учреждений снабжена внутренней системой развозки сжатого воздуха, что позволяет питать вихревую трубку непосредственно из общей системы, значительно повышая мобильность внутри лечебного учреждения.

### Заключение

В ходе исследований создана установка для локальной криотерапии, работающая на вихревом эффекте Ранка-Хилша. На установку получен патент [21]. В качестве системы питания установки для локальной криотерапии можно взять любой источник сжатого воздуха, что расширяет возможности применения данной установки. Благодаря применению вихревого эффекта Ранка-Хилша, возможно поддерживать широкий диапазон рабочих температур от  $-40$  до  $0\text{ }^{\circ}\text{C}$  в течение неограниченного количества времени и без применения традиционных источников холода для данного вида оборудования.

Холодопроизводительность вихревой трубы зависит от ее конструкции, размеров, а также рабочего давления и объема подводимого для питания вихревой трубы воздуха.

Когда вихревые трубы применяются для получения холодного и горячего потоков газа одновременно, трубу делают неохлаждаемой. Однако при использовании только холодного потока воздуха выгоднее применять вихревые трубы, в которых корпус трубы или его дальний «горячий» выход охлаждаются принудительно воздушным или водяным способом.

В настоящее время ведутся работы по оптимизации эффективности вихревых трубок с целью повышения их холодопроизводительности путем принудительного охлаждения их элементов. Кроме того, продолжаются работы по автоматизации процесса выбора и поддержания температурного режима для выполнения необходимых медицинских процедур.

### Список литературы:

- Горбач О.В., Сиваков А.П. Применение криотерапии для повышения работоспособности спортсменов // Медицинские новости. 2011. № 3. С. 10-16.
- Буренина И.А. Современные методики криотерапии в клинической практике // Вестник современной клинической медицины. 2014. Т. 7. Приложение 1. С. 57-61.
- <http://www.cryo-therapy.ru/aesthetic.shtml> (дата обращения: 2018.10.09).
- Портнов В.В. Воздушная криотерапия: общая и локальная / Сб. статей и пособий для врачей. – М., 2007.
- Волотовская А.В., Колтович Г.К., Козловская Л.Е., Мушин А.Н. Криотерапия / Учеб.-метод. пособие. – Минск: БелМАПО, 2010. 26 с.
- Raulin C., Greve B., Hammes S. Cold air in laser therapy: First experience with a new cooling system // Laser Surg. Med. 2000. Vol. 27. № 5. PP. 404-410.
- Левин М.Л., Малькевич Л.А., Данилова Л.И. Криотерапия: состояние и перспективы // Наука и инновации. 2018. № 4 (182). С. 72-75.
- Ranque G.J. Experiences sur la détente giratoire avec productions simultanees d'air chaud et d'air froid // Journ. de Physique et la Radium. 1933. Vol. 7. № 4. PP. 112-115.

9. *Hilsch R.* The use of the expansion of gases in a centrifugal field as a cooling process // Review of Scientific Instrument. 1947. Vol. 18. № 2. PP. 108-113.
10. *Eiamsa-ard S., Promvong P.* Review of Ranque-Hilsch effects in vortex tubes // Renewable and Sustainable Energy Reviews. 2008. Vol. 12. PP. 1822-1842.
11. *Меркулов А.П.* Вихревой эффект и его применение в технике. – М.: Машиностроение, 1969. 183 с.
12. <http://airflow-expert.ru/pdf/exair%202017/VortexTubes.pdf> (дата обращения: 2019.05.31).
13. [https://www.etalonpribor.ru/catalog/multimetri/product/m890g\\_multimetr/](https://www.etalonpribor.ru/catalog/multimetri/product/m890g_multimetr/) (дата обращения: 2019.05.31).
14. [https://www.compressor-mash.ru/kompressor\\_remeza\\_sb4\\_16\\_gms150kd.html](https://www.compressor-mash.ru/kompressor_remeza_sb4_16_gms150kd.html) (дата обращения: 2019.05.31).
15. [https://www.etalonpribor.ru/catalog/izmeriteli\\_shuma/product/CENTER\\_390\\_-\\_shumomer/](https://www.etalonpribor.ru/catalog/izmeriteli_shuma/product/CENTER_390_-_shumomer/) (дата обращения: 2019.05.31).
16. ГОСТ 2337–2014 Шум. Методы измерения шума на селитебной территории и в помещениях жилых и общественных зданий.
17. *Азаров А.И.* Вихревые трубы в промышленности. Изобретатель – машиностроению. Энергосбережение и вихревой эффект: исследование и освоение инновационных проектов. – СПб.: Издательство «ЛЕМА», 2010. 170 с.
18. *Мизин В.М., Татаренко Ю.В., Рачковский Н.О.* К вопросу эффективности применения хладонов // Омский научный вестник. 2018. Т. 2. № 4. С. 29-35.
19. <http://eurosmed.ru/catalog/apparaty-krioterapii?yclid=3388615913727883090> (дата обращения: 2019.05.31).
20. [http://airflow-expert.ru/catalog/vikhrevye\\_trubki\\_1/](http://airflow-expert.ru/catalog/vikhrevye_trubki_1/) (дата обращения: 2019.05.31).
21. *Ворончихин С.Г., Туев М.А.* Установка для локальной криотерапии / Патент РФ на полезную модель № 172562. Опубликовано 12.07.2017 г.

*Сергей Геннадьевич Ворончихин,  
канд. техн. наук, доцент,  
зав. кафедрой физики  
и методики обучения физике,  
ФГБОУ ВО «Вятский  
государственный университет»  
Михаил Алексеевич Туев,  
инженер 1 категории,  
КОГБУЗ «Кировская областная  
клиническая больница»,  
аспирант,  
кафедра инженерной физики,  
ФГБОУ ВО «Вятский  
государственный университет»,  
г. Киров,  
e-mail: nolinsk94@yandex.ru*

*Ю.Г. Горшков, А.К. Волков, Н.А. Войнова, С.И. Щукин*

## **Средства акустокардиографии с оценкой эмоциональной напряженности по голосу**

### **Аннотация**

Рассмотрены аппаратно-программные средства съема акустических сигналов сердца и речи пациентов при акустокардиографическом обследовании. Представлены возможности разработанного программного обеспечения визуализации звуков сердца и биометрических маркеров уровня эмоциональной напряженности по голосу. Приведены результаты пилотного исследования при решении задач экспресс-кардиодиагностики в дистанционном режиме.

### **Введение**

В последние годы как в нашей стране, так и за рубежом в диагностике заболеваний сердца все большее применение находит акустокардиография. Такие достоинства, как неинвазивность, высокая точность, а также сравнительно невысокая стоимость оборудования, создают предпосылки для применения акустокардиографии в целях дистанционного биомониторинга, в том числе в системах домашней телемедицины [1]. В связи с вступлением в нашей стране с 1 января 2018 года в силу Приказа Минздрава РФ [2], решение задач, направленных на создание новых средств удаленной комплексной диагностики нарушений сердечной деятельности, следует отнести к актуальным.

Акустокардиография (АКГ) – метод акустофизиологического исследования работы сердца в норме и патологии, основанный на регистрации и многоуровневом вейвлет-анализе сигналов тонов и шумов сердца. Съем акустических сигналов осуществляется с использованием специализированного прибора, состоящего из конденсаторного цифрового микрофона и устройства крепления на теле обследуемого. Получаемое изображение «видимый звук» сердца (вейвлет-сонограмма), или акустокардиограмма, отображает незначительные отклонения в работе сердца. Акустокардиография является развитием распространенного метода диагностического исследования сердца – фонокардиографии (ФКГ) [3]-[9]. Используемая в акустокардиографии технология многоуровневого вейвлет-

анализа акустических сигналов позволяет не только выявлять незначительные изменения в работе сердца, но и определять параметры шумов малого уровня. При анализе полученных данных важно учитывать эмоциональное состояние обследуемого, или уровень эмоциональной напряженности.

*Акустокардиографическое обследование* включает в себя 3 этапа: запись звуковых сигналов сердца; построение и документирование акустокардиограмм; анализ полученных акустокардиограмм и составление заключения специалистом-кардиологом. Может применяться как при первичном, так и при углубленном кардиологическом обследовании [10].

*Первичное кардиологическое обследование.* При проведении первичного обследования осуществляется регистрация на персональный компьютер (ПК) сигналов в одной из точек аускультации сердца. Существенным преимуществом данной технологии является то, что регистрацию звуковых сигналов сердца может осуществлять как средний медперсонал, так и пациент самостоятельно при наличии у него компьютера с выходом в Интернет, модуля с цифровым микрофоном и звукового редактора. Для этого необходимо научиться закреплять микрофон в одной из точек аускультации сердца и освоить работу с программой записи. Полученный wav-файл длительностью не менее 1 мин отправляют по электронной почте в кардиологический центр для обработки и анализа.

*Углубленное кардиологическое обследование.* Осуществляется специалистом-кардиологом с использованием аппаратных средств регистрации звуковых сигналов сердца, программно-