

но или экстракт алоэ подкожно, ксантинол инкотинат, трентал, апилак в таблетках.

У больных с острым средним отитом с нейросенсорным компонентом тугоухости и смешанной формой тугоухости лечение проводили при помощи аппарата «ИНФИТА-М» с приставкой «ЭЛЕМАГС» на фоне проведения антибактериальной и противовоспалительной терапии.

При лечении больных с острым средним отитом с нейросенсорным компонентом тугоухости и смешанной формой тугоухости наблюдали улучшение клинической симптоматики: улучшение самочувствия, уменьшение и прекращение болей в ушах (оталгии) после 1...2 сеансов ИНЭМП-терапии. Улучшение слуха на 25...40 дБ во всем аудиометрическом диапазоне отмечено у 80 % больных при полной ликвидации нейросенсорного компонента тугоухости, что в два раза эффективнее, чем при традиционном лечении.

При лечении больных с нейросенсорной тугоухостью улучшение состояния отмечено у 75 % больных. Повышение остроты слуха на 15...25 дБ наступило у 25 % больных. Субъективный шум в ушах прекратился у 54,5 % больных, а у остальных его интенсивность уменьшилась. Кроме этого, большинство больных, у которых не удалось выявить достоверного улучшения слуха на аудиограмме, отмечали субъективное улучшение слуха, что проявлялось повышением разборчивости речи, в том числе при пользовании слуховым аппаратом.

Осложнений и побочных эффектов не наблюдалось. Проведенные клинические испытания показали эффективность аппарата «ИНФИТА-М» с приставкой «ЭЛЕМАГС» в лечении нейросенсорной тугоухости.

Заключение

Аппарат импульсный низкочастотный физиотерапевтический «ИНФИТА-М» формирует лечебный физический фактор – импульсное низкочастотное электромагнитное поле нетепловой интенсивности с преимущественно электрической составляющей. Величина электрической составляющей напряженности ИНЭМП в зоне терапии имеет следующие значения: на поверхности выносной пластины – 8 В/см, на поверхности отолгического приставки «ЭЛЕМАГС» – 0,6 В/см, от зеркального излучателя – 0,01 В/см. Проведенные клинические ис-

пытания показали эффективность применения аппарата «ИНФИТА-М» в широкой клинической практике.

Список литературы:

1. *Иноземцев В.В.* Методические рекомендации № 10-11/142 «Применение импульсной низкочастотной терапии с аппарата ИНФИТА» / МЗ СССР. Главное управление лечебно-профилактической помощи. – М., 1988. С. 7.
2. *Маркаров Г.С.* Инфитатерапия. В справочнике «Техника и методика физиотерапевтических процедур» / Под ред. В.М. Боголюбова. – М.: Изд-во «БИНОМ», 2017. С. 430-433.

Анатолий Юрьевич Заславский,
канд. техн. наук, начальник отдела,
Юрий Самуилович Гелис,
ведущий инженер,
НТЦ «НИЭМИ» СКБ-3,
ПАО «НПО «Алмаз»,
Гаврил Суменович Маркаров,
канд. мед. наук, на пенсии,
Александр Григорьевич Гудков,
д-р техн. наук, профессор,
кафедра «Технологии приборостроения»,
ФГБОУ ВО «МГТУ им. Н.Э. Баумана»,
генеральный директор,
ООО «НПИ ФИРМА «ГИПЕРИОН»,
Виталий Юрьевич Леушин,
канд. техн. наук, зам. генерального директора,
ООО «НПИ ФИРМА «ГИПЕРИОН»,
Светлана Викторовна Агасиева,
канд. техн. наук, доцент,
кафедра нанотехнологий и
микросистемной техники,
ФГАОУ ВО «Российский университет
дружбы народов»,
г. Москва,
e-mail: ooo.giperion@gmail.com

С.Г. Ворончихин, М.А. Туев

Установка для подогрева растворов в трансфузионно-инфузионной терапии

Аннотация

Исследована возможность применения вихревого эффекта в такой категории медицинского оборудования, как подогреватели трансфузионно-инфузионных растворов. Представлена структурная схема созданной установки, а также приведены результаты пробных экспериментов. Обозначена возможность повышения технологической эффективности установки за счет автоматизации процесса выбора и поддержания необходимого давления, а также оптимизации производительности используемой вихревой трубки Ранка-Хилша.

Введение

Основные периоды развития инфузионной терапии связаны с теми этапами развития человечества, где присутствует особенно высокий риск гибели человека от острой кровопотери, тяжелой дегидратации и других нарушений водно-электролитного обмена [1].

Характерной особенностью подобных патологических состояний являются выраженные нарушения гомеостаза, например волевические, водно-электролитные, расстройства кислотно-основного состояния, нутритивная недостаточность, а также обширное повреждение тканей, наличие распространенного гнойно-септического процесса и обширная кровопотеря. Внутрисосудистое введение крови, ее компонентов или кровезаменителей, а также растворов лекарственных или диагно-

стических средств позволяет внутривенно предоставить компоненты, способные улучшить физиологическое состояние пациента [2]-[4].

Вводимые внутривенно лекарственные, питательные и кровезамещающие растворы должны быть определенной температуры для предотвращения развития патологических состояний гипотермии или гипертермии. Желательная целевая температура должна составлять порядка +(36...37) °С. Термостатирование вводимых растворов является одним из обязательных средств оптимизации термобаланса и профилактики гипотермии и гипертермии пациента в интра-, послеоперационный и реабилитационный периоды [5]-[7].

В настоящее время существуют различные виды технических устройств для термостатирования препаратов крови, кровезаменителей и других жидких лекарственных или питатель-

ных средств, хранившихся при низкой или комнатной температуре, непосредственно в процессе внутривенной инфузии. Данные устройства содержат в себе обычный электрический нагревательный элемент или, значительно реже из-за низкого КПД, элемент Пельтье. Такие устройства позволяют достигать и поддерживать целевую температуру вводимого раствора непосредственно при проведении процедуры [8]-[10].

Несмотря на значительное разнообразие подобных устройств, принцип действия их одинаков. В данной категории медицинского оборудования не рассмотрено применение эффекта вихревого энергоделения. Устройство для подогрева и термостатирования на основе вихревого эффекта обеспечивает широкий диапазон рабочих температур и отличается простой и надежной конструкцией [11]-[13].

Вихревой эффект (эффект Ранка-Хилша) – эффект разделения газа или жидкости на две фракции при закручивании в цилиндрической или конической камере. В данном случае внутри вихревой трубы при прохождении газа образуется интен-

сивный круговой поток, приосевые слои которого значительно охлаждаются, а в периферийных слоях температура газа увеличивается [13]-[15].

Материалы и методы

Пневмосхема вихревого подогревателя трансфузионно-инфузионных растворов представлена на *рис. 1*. Указанный подогреватель состоит из вихревой трубы Ранка-Хилша, адаптированной для подключения к любому источнику очищенного сжатого воздуха посредством применения стандартного байонетного соединения. Теплоизолированный теплообменник, в котором осуществляется термостатирование вводимого раствора, соединен с вихревой трубой посредством гибких теплоизолированных шлангов и электромагнитных клапанов. Для повышения технологической эффективности установки поддержание необходимого температурного режима автоматизировано при помощи температурных датчиков (точность 0,1 °С) и электромагнитных клапанов. Электромагнитные кла-

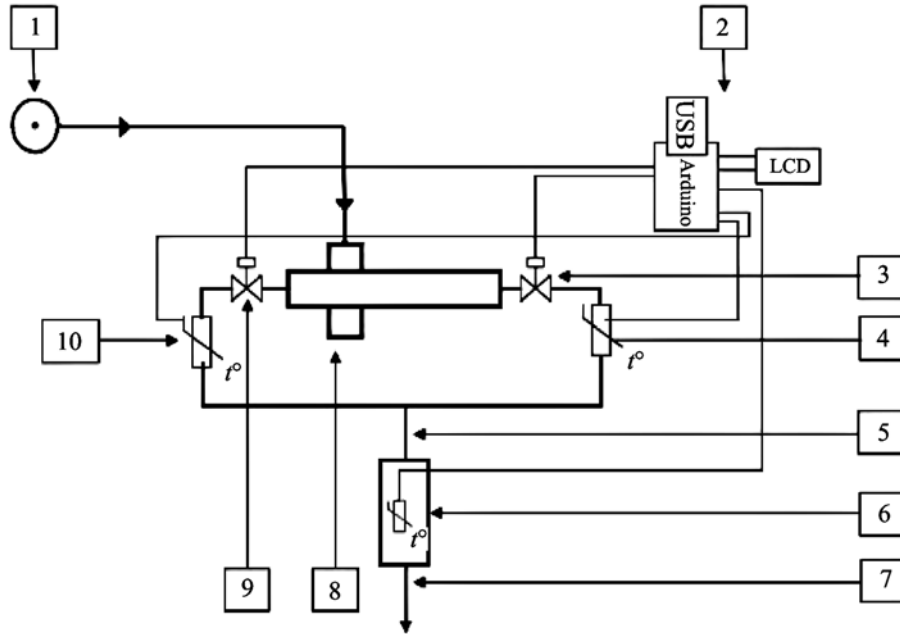


Рис. 1. Пневмосхема подогревателя трансфузионно-инфузионных растворов: 1 – источник очищенного сжатого воздуха; 2 – плата управления с периферией; 3 – электромагнитный клапан горячего потока воздуха; 4 – температурный датчик горячего потока воздуха; 5 – теплоизолированная воздушная магистраль; 6 – теплообменник с температурным датчиком; 7 – вывод отработанного теплоносителя; 8 – вихревая трубка Ранка-Хилша; 9 – электромагнитный клапан холодного потока воздуха; 10 – температурный датчик холодного потока воздуха

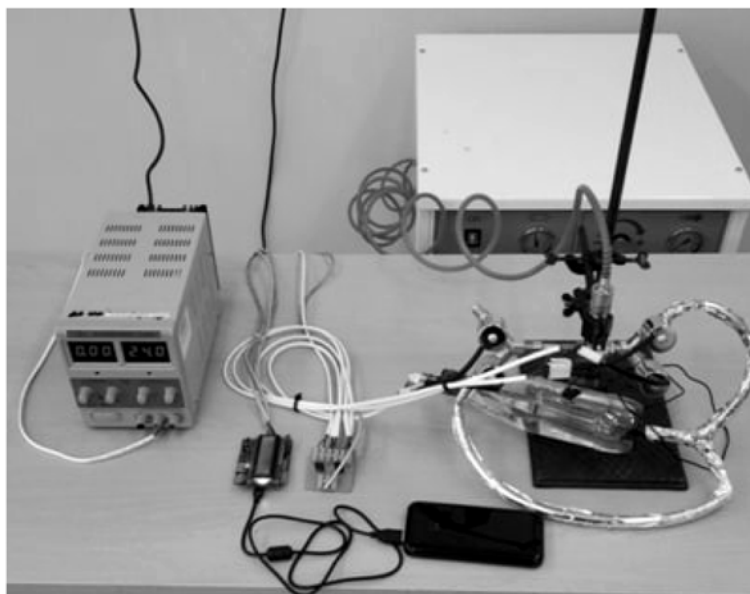


Рис. 2. Прототип подогревателя трансфузионно-инфузионных растворов

паны позволяют регулировать подачу воздушных потоков в теплоизолированный теплообменник для поддержания заданной температуры внутри теплообменника. Работу электромагнитных клапанов регулирует плата управления «Arduino» в соответствии с самостоятельно разработанным программным обеспечением. Для удобства задания и контроля температуры применяется LCD-монитор с периферией. Также предусмотрена возможность изменения целевой температуры во время работы установки путем ввода нового целевого значения на клавиатуре LCD-монитора.

Таким образом, достигается возможность поддержания целевой температуры внутри теплоизолированного теплообменника для термостатирования находящегося внутри теплообменника раствора. На рис. 2 представлен прототип подогревателя трансфузионно-инфузионных растворов.

Измерения проводились при температуре окружающей среды +23 °С и расходе потока сжатого воздуха на входе в вихревую трубу порядка 115 (I) и 240 л/мин (II), которые устанавливались через регулировочный пневморедуктор БКО-50-4М, им также можно было менять рабочее давление $P_{\text{раб}}$ на входе в вихревую трубу. Результаты измерений приведены в табл. 1 и представлены на рис. 3.

Измерения проводились с целью определения эффективности работы вихревой трубы в режиме нагрева, так как в абсолютном большинстве случаев вводимый раствор требуется только подогреть до необходимого температурного уровня. При необходимости значительного снижения температуры раствора может быть применен воздух с холодного выхода вихревой трубы, эффективность работы которой в режиме охлаждения и термостатирования рассматривалась ранее [16], [17].

Таблица 1

Результаты измерений

$P_{\text{раб}}$, атм	t_r , °С (I)	t_r , °С (II)
8	54	61
7	50	57
6	46	51
5	40	43
4	34	37
3	29	31
2	25	28

Для нахождения общей теплопроизводительности рассматриваемой вихревой трубы, лежащей в основе эксперименталь-

ной установки, определим удельную теплопроизводительность [13] этой трубы:

$$q_r = (1 - \mu)\Delta t_r C_p, \text{ Дж/кг};$$

μ – доля холодного потока;

$$\Delta t_r = T_r^* - T_1^*;$$

T_1^* – полная температура у поступающего в сопло сжатого газа;

T_r^* – полная температура горячего потока;

C_p – изобарная теплоемкость газа (атмосферный воздух).

При общем секундном расходе G общая теплопроизводительность составит [13] $Q_r = q_r G$ и при известных результатах эксперимента будет находиться в пределах 2...23 Вт для расхода вихревой трубы 115 л/мин и 10...78 Вт для расхода вихревой трубы 240 л/мин.

Адиабатный КПД горячего потока [13] можно найти следующим образом: $\eta_{\text{а.д.}} = \eta_r(1 - \mu)$, где η_r находится как отношение эффекта подогрева горячего потока к изэнтропному эффекту охлаждения [13]:

$$\eta_r = \Delta t_r / \Delta t_s = (T_r^* - T_1^*) / T_1^* [1 - (1 / \pi)^{(k-1)/k}];$$

k – показатель адиабаты воздуха;

π – степень расширения газа в вихревой трубе;

$$\pi = P_1^* / P_r;$$

P_1^* – полное давление сжатого газа на входе в сопло;

P_r – давление в горячем потоке.

Проведя математический расчет, получаем, что для горячего потока в первом (I) случае $\eta_{\text{а.д.}} = 0,08...0,012$, а во втором случае (II) $\eta_{\text{а.д.}} = 0,12...0,04$. Значение тепловой мощности находится в пределах от 2 до 78 Вт.

Заключение

В общем случае тепловая мощность устройства зависит от непосредственных задач в виде объема и скорости нагреваемого раствора. Тепловая мощность вихревого подогревателя инфузионных растворов сопоставима с тепловой мощностью части современных аналогичных электрических подогревателей [10], [18]. Хотя КПД вихревого подогревателя инфузионных растворов не высок, зато сама вихревая труба компактна, мобильна, надежна, пожаробезопасна и может применяться не только для подогрева, но и для термостатирования. Эффективность такого вихревого устройства особенно возрастает при наличии мощной пневмосети или источников сжатого воздуха.

Список литературы:

1. Пшениснев К.В., Александрович Ю.С., Александрович В.Ю. История инфузионной терапии // Вестник интенсивной терапии. 2017. № 4. С. 66-75.

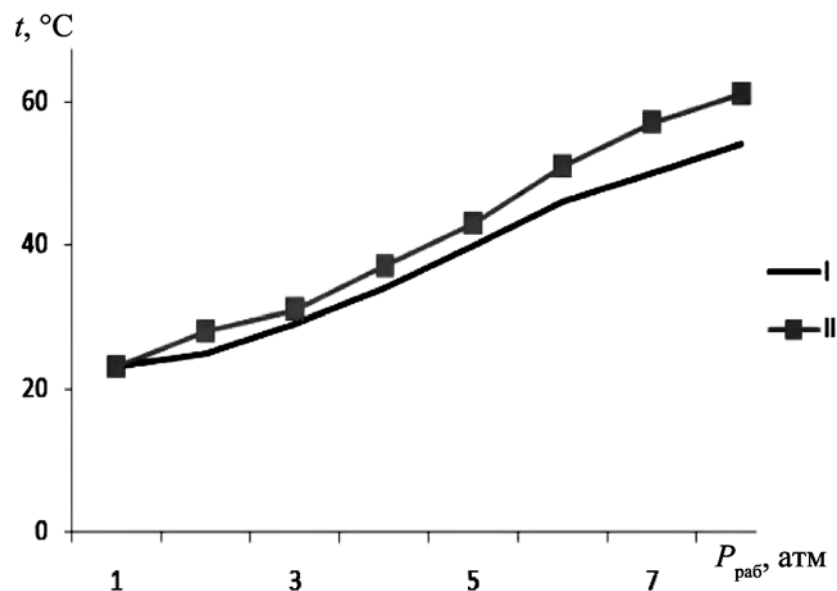


Рис. 3. Сравнение горячих потоков

2. Большая медицинская энциклопедия / <http://бмэ.орг> (дата обращения: 28.04.2021).
3. Киров М.Ю. Принципы периоперационной инфузионной терапии взрослых пациентов // Анестезиология и реаниматология. 2018. № 6. С. 82-103.
4. Мальшев В.Д., Веденина И.В., Омаров Х.Т., Федоров С.В. Критерии инфузионной терапии при острой гиповолемии // РМЖ. 2005. № 9. С. 589.
5. Черный В.И. Роль и место альбумина в современной инфузионно-трансфузионной терапии // Медицина неотложных состояний. 2017. № 1. С. 23-31.
6. Музаева З.Р. Перспектива использования криотерапии в комплексной терапии заболеваний пародонта // Медицинский алфавит. Стоматология. 2016. Т. 2. № 9. С. 36-37.
7. Козлова Е.Д., Немешев И.Д., Донец А.В. Температурный эффект изменения свойств гидратации аниона в крови человека // Juvenisscientia. 2020. Т. 6. № 4. С. 38-47.
8. Термостат для инфузионных растворов и крови BFW-1000 / производитель BESTMAN / https://www.nv-lab.ru/catalog_info.php?ID=2397&Full=1 (дата обращения: 28.04.2021).
9. Волков В.Ю., Ахмедов И.Н. Устройство для подогрева жидкостей и лекарственных растворов, используемых при инфузионной терапии / Патент № 2013123019/14. Опубликовано 27.11.2013 г.
10. Нагреватели инфузионного раствора: каталог / MedicalExpo / <https://www.medicalexpo.ru/proizvoditel-medicinskoj-produkcii/nagrevatel-infuzionnogo-rastvora-2373.html> (дата обращения: 28.04.2021).
11. Ворончихин С.Г., Толмачева М.И., Туев М.А. Сущность эффекта вихревого энергоразделения / В сб.: «ВНКСФ-26». 2020. С. 402-403.
12. Ворончихин С.Г., Туев М.А. Вихревой аппарат термостатирования крови при искусственном кровообращении / Патент № 2020126595. Опубликовано 02.02.2021 г.
13. Меркулов А.П. Вихревой эффект и его применение в технике. – М.: Машиностроение, 1969. 183 с.
14. Меркулов А.П. Гипотеза взаимодействия вихрей // Известия вузов. Энергетика. 1964. № 3. С. 74-82.
15. Keyes J.J. Jr. An Experimental Study of Gas Dynamics in High Velocity Vortex Flow / Report at Stanford University Conference, June 15-17, 1960.
16. Ворончихин С.Г., Туев М.А. Установка для локальной криотерапии на основе вихревого эффекта Ранка-Хилша // Медицинская техника. 2019. № 6. С. 5-7.
17. Ворончихин С.Г., Туев М.А. Мобильная медицинская установка термостатирования на основе вихревого эффекта Ранка-Хилша // Медицинская техника. 2018. № 5. С. 51-54.
18. Радич В.С. Потребление электроэнергии в быту и в мире // Наука и Просвещение. 2017. С. 22-26.

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

А.В. Синегуб, А.В. Лопота

Система внутрикостного закрепления протеза бедра

Аннотация

В мире растет интерес к относительно новому и перспективному направлению в протезировании с использованием остеointegrации. В статье описывается оригинальная система внутрикостного закрепления бедра, демонстрируются подходы и особенности проектирования подобных систем.

Введение

В настоящее время в развитых странах 1 из 150 человек живет с ампутацией. Вследствие увеличения продолжительности жизни к 2050 году общее количество людей с ампутациями удвоится [1].

Перспективным и альтернативным традиционному способу закрепления протеза на теле человека является прямое костное закрепление протезов при помощи остеointegrации.

Экзопротезирование конечностей при помощи остеointegrации [2] – относительно новая технология, набирающая популярность. Ее основная идея заключается в использовании внутренней фиксации компонентов экзопротеза к остаточным костям культы при помощи специализированного имплантата, который соединяется с внешним модулем экзопротеза вне тела человека (рис. 1).

Такой способ предлагает полное биомеханическое восстановление опороспособности, избавление от множества недостатков культеприемных гильз, таких как большая энергозатратность ходьбы, проблемы с кожными покровами и т. д. [3]-[6].

В силу изложенного, разработка системы внутрикостного закрепления протеза бедра является следующим этапом в раз-

витии протезостроения, поэтому важно развивать данную область техники.

В статье описывается оригинальная система внутрикостного закрепления бедра, демонстрируются подходы и особенности проектирования подобных систем.

Концепция и техническая реализация изделия

Разработанная система состоит из двух частей: внутрикостного имплантата и переходника.

Внутрикостный имплантат – система, имплантируемая в интрамедуллярный костный канал культы пациента, предназначенная для создания опорной базы для экзопротеза за счет остеointegrации имплантата в остаточную кость культы.

Переходник – система, предназначенная для соединения экзопротеза с внутрикостным имплантатом, защиты от чрезмерных ударных нагрузок и демпфирования циклических нагрузок, возникающих при ходьбе.

Внутрикостный эндопротез представляет собой систему имплантов, включающую в себя остеointегируемый винт, абатмент, заглушку и соединительный винт.

Остеointегируемый винт представляет собой цилиндр с небольшой конусностью в проксимальном направлении и