

О.В. Евдулов, Р.А.-М. Магомадов, М.М. Мирземагомедова,
Р.Г. Мирземагомедов, Г.И. Аминов

Термоэлектрическая система для теплового воздействия на конечности человека

Аннотация

Рассмотрена конструкция термоэлектрической системы (ТЭС) для теплового воздействия на конечности человека. Приведены результаты экспериментальных исследований ее опытного образца. Натурные испытания показали целесообразность применения системы на практике, возможность использования стандартных термоэлектрических модулей (ТЭМ), производимых отечественными фирмами, малую продолжительность выхода на режим, а также небольшую инерционность при смене режимов теплового воздействия.

Введение

В настоящее время при лечении заболеваний опорно-двигательного аппарата, в частности связанных с дисфункциями человеческих конечностей (воспалительные заболевания суставов, последствия травматических поражений, атрофия некоторых групп мышц, ревматоидный артрит и т. п.), все большее распространение получают методы, основанные на использовании специальных средств, осуществляющих тепловое воздействие на пораженные участки [1], [2]. Это связано с тем, что такое воздействие оказывает значительное влияние на энергетический баланс организма. Под воздействием теплоты кровеносные и лимфатические сосуды расширяются, что улучшает кровообращение в тканях. Данное обстоятельство приводит к активизации обмена веществ и качественному насыщению организма питательными веществами и кислородом. Тепловое воздействие стимулирует окисление жира, очищает организм, выводя вредные токсины и другие продукты жизнедеятельности, снимает воспалительные процессы, тем самым способствуя улучшению состояния человека.

Среди существующих методик проведения тепловых лечебных процедур на человеческие конечности можно выделить ванны постепенно повышаемой температуры (ванны по Гауфффе), контрастные ванны, частичные ванны (ручные) и т. д., а также использование различных сред, таких как парафин, озокерит, торфяные грязи и др. [3]-[5]. Охлаждающее воздействие может производиться за счет использования ледяных компрессов, криогелей и криопакетов, аэрокриотерапии [6]. Недостатками перечисленных методов физиотерапевтических процедур являются их низкая эффективность и дискомфортность, сложность и неудобство в реализации, недостаточная точность дозировки теплового воздействия.

В данных условиях для осуществления локального теплового воздействия на конечности человека с целью проведения оздоровительных процедур перспективным является применение ТЭС [7]-[9], отличающихся высокой экологичностью, бесшумностью, надежностью, функциональностью и значительным ресурсом работы, а также возможностью осуществлять как локальный нагрев, так и охлаждение путем реверса тока питания, проводить контрастные тепловые процедуры.

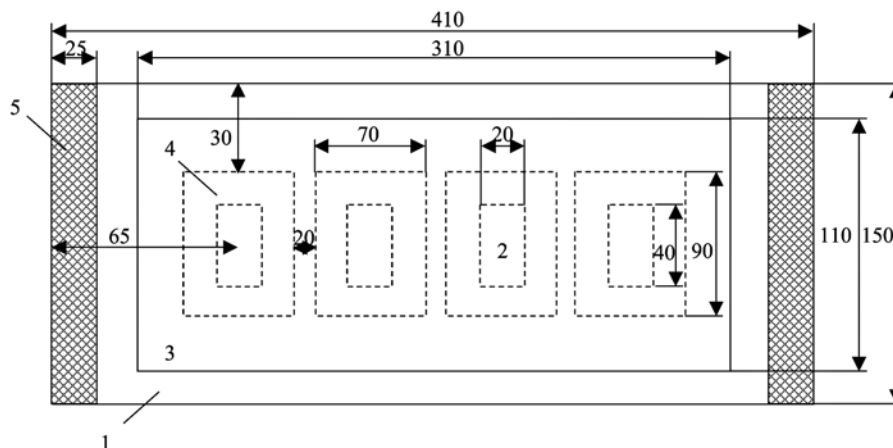


Рис. 1. Эскизный чертеж ТЭС для теплового воздействия на конечности человека (пояснения – в тексте статьи)

Целью работы является разработка конструкции ТЭС для теплового воздействия на конечности человека, а также проведение ее натурных испытаний.

Материалы и методы

Эскизный чертеж опытного образца ТЭС для теплового воздействия на конечности человека с указанными геометрическими размерами представлен на рис. 1. Прибор содержит гибкое эластичное основание 1 с отверстиями, расположенными в один ряд по длине основания, для установки стандартных ТЭМ 2. Основание выполнено в виде двух полотен из синтетической эластичной материи, сшитых между собой капроновой нитью как по общему периметру, так и периметру установленных в них ТЭМ на расстоянии от их краев 2...3 мм таким образом, чтобы часть материи находила на поверхность ТЭМ. Внутренние спаи ТЭМ, обращенные к конечности человека, приведены в тепловой контакт с гибкой тепловыравнивающей пластиной 3 через теплопроводную пасту. Противоположные внешние спаи ТЭМ также через теплопроводную пасту контактируют с гибкими металлическими пластинами 4, выполняющими роль теплосъема. Металлические пластины пришиваются к основанию по своим углам капроновой нитью. ТЭМ подключаются электрическими проводами к программируемому источнику питания, реализующему различные режимы работы модулей (охлаждение, нагрев, их чередование). Основание по краям снабжено застежкой 5.

На поверхности тепловыравнивающей пластины со стороны ее контакта с конечностью имеется тонкая силиконовая прослойка, предотвращающая механические повреждения кожи при контакте с системой. Тепловое сопротивление слоя силиконовой прослойки незначительно (при коэффициенте теплопроводности $0,15 \text{ Вт/(м}\cdot\text{К)}$ и толщине порядка 1 мм величина ее удельного теплового сопротивления, приведенная к единице площади, составляет $0,0067 \text{ К/Вт}$).

Перед началом процедуры ТЭС закрепляется на участке конечности, подлежащем тепловому воздействию, с обеспечением плотного контакта за счет эластичных свойств основания и наличия застежки. Процедура начинается с включения программируемого блока питания, по заданной программе осуществляющего питание электрическим током необходимой величины и полярности ТЭМ. Доза и длительность теплового

воздействия определяются лечащим врачом, им же производится текущий контроль состояния пациента.

Были проведены экспериментальные исследования опытного образца системы. В конструкции использовались четыре ТЭМ типа ТВ-127-1.0-1.5 (производитель ООО «Криотерм», г. Санкт-Петербург) [10]. В качестве объекта теплового воздействия выступала модель руки человека, изготовленная фирмой «Nasco», США (модель LF01121U). ТЭС размещалась на уровне средней трети плеча. При проведении экспериментов опытный образец ТЭС, размещенный на объекте теплового воздействия, помещался в климатическую камеру с возможностью регулирования температуры и влажности в ней. Питание ТЭМ осуществлялось источником электрической энергии GPR-1850HD (производитель «GW Instek», Тайвань). Для проведения измерений использовались встроенные в источник электрической энергии амперметр и вольтметр, а также многоканальный измеритель температуры ИРТМ 2402/М3, подключаемый к ПЭВМ.

Результаты

Основываясь на эксплуатационных требованиях, предъявляемых к прибору при его работе, в процессе эксперимента задавались следующие исходные данные: начальная температура объекта теплового воздействия – $309,6 \text{ К}$; допустимый диапазон температур поверхности объекта воздействия при осуществлении тепловых процедур – $283...320 \text{ К}$; температура окружающей среды – 293 К ; точность поддержания температуры – $0,5 \text{ К}$.

На рис. 2 представлены кривые изменения температуры объекта воздействия во времени при охлаждении и нагреве для значений токов питания ТЭМ, равных соответственно 2,6; 2,9; 3,2; 3,5 А и 0,5; 0,7; 0,9; 1,1 А. На рис. 2 нумерация кривых растет соответственно увеличению тока питания ТЭМ.

Как следует из представленных данных, продолжительность выхода в стационарный режим системы «ТЭС – биологический объект» составляет при работе системы в режиме охлаждения и нагрева около 10 мин. При этом увеличение значения тока питания ТЭМ приводит к уменьшению температуры биологического объекта при работе ТЭС в режиме охлаждения и увеличению его температуры при работе ТЭС в режиме нагрева, что соответствует повышению холодо- и теплопро-

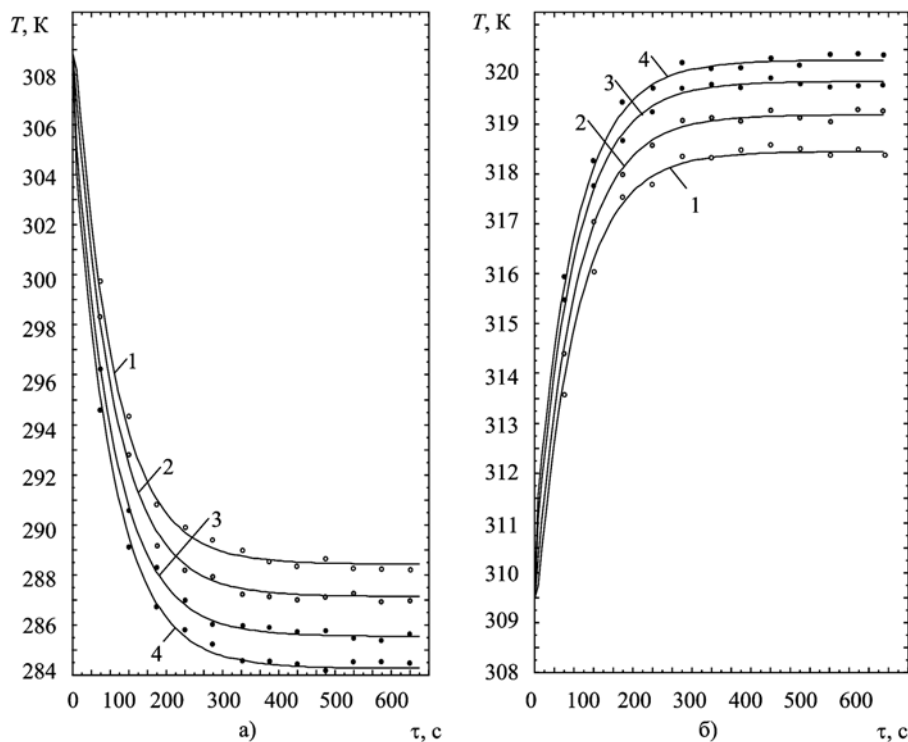


Рис. 2. Изменения температуры объекта воздействия во времени при охлаждении (а) и нагреве (б) для различных значений токов питания ТЭМ (пояснения – в тексте статьи)

изводительности ТЭМ. При этом необходимо отметить, что ток питания ТЭС при работе последней в режиме нагрева существенно меньше (1,1 А), чем в случае ее эксплуатации в режиме охлаждения (3,5 А), что определяется ограничением температуры кожного покрова значением 320 К, соответствующим появлению болевых ощущений от процедуры.

При изучении параметров разработанной ТЭС представляет интерес оценка потеря, связанных с конечным значением коэффициента теплопередачи от устройства к биологическому объекту. Для этого получены зависимости изменения во времени температуры в различных точках исследуемой системы, а именно непосредственно модели руки человека и рабочих спаев ТЭМ. Согласно полученным данным, разность температур между рабочими спаями ТЭМ и биологическим объектом составляет порядка 3 К. Данные потери складываются из неплотности контакта между объектом воздействия и спаями ТЭМ, конечной величины коэффициентов теплопроводности элементов системы, а также внешних теплопритоков. Уменьшить перепад температур между объектом воздействия и спаями ТЭМ можно за счет использования специальной антисептической теплопроводной пасты, наносимой на поверхность объекта воздействия, а также уменьшением теплопритоков извне за счет хорошей теплоизоляции конечности, подвергающейся воздействию ТЭС.

Для изучения динамических режимов работы ТЭС получены кривые изменения температуры объекта воздействия во времени при смене режима охлаждения на нагрев и наоборот. Данные зависимости представлены на рис. 3. Результаты рассмотрены для режимов: 1 – $I_{\text{охл}} = 3,1$ А, $I_{\text{нагр}} = 0,9$ А; 2 – $I_{\text{охл}} = 2,8$ А, $I_{\text{нагр}} = 0,6$ А; 3 – $I_{\text{охл}} = 2,5$ А, $I_{\text{нагр}} = 0,3$ А, где $I_{\text{охл}}$ – сила тока питания при работе ТЭМ в режиме охлаждения; $I_{\text{нагр}}$ – сила тока питания при работе ТЭМ в режиме нагрева.

В обоих случаях продолжительность переходного процесса с режима охлаждения на режим нагрева и наоборот относительно незначительна и составляет порядка 3,5 мин. При этом следует отметить, что для ускорения смены режимов воздействия может быть использован кратковременный форсированный режим работы ТЭМ, состоящий в повышении их тока питания и соответственно мощности в переходном режиме работы прибора.

Для оценки возможностей отвода теплоты от горячих спаев ТЭМ в системе получены данные об изменении температуры теплоъемных пластин во времени при охлаждающем воздействии для различных величин тока питания модулей. Согласно им следует, что значение температуры горячих спаев ТЭМ вполне приемлемо для используемого типа стандартных модулей вплоть до максимального значения тока питания (при токе питания 3,7 А температура горячих спаев ТЭМ составляет 326,5 К).

ТЭС для теплового воздействия на конечности человека была апробирована в клинической практике ГУ «Республиканский кожно-венерологический диспансер» (г. Грозный). Проведено 56 процедур 9 пациентам с различными заболеваниями конечностей, из них 3 пациентам с ревматическим артритом не в стадии обострения, 2 пациентам, проходящим реабилитацию после перелома лучевой кости, и 4 пациентам с повреждением ткани в районе предплечья и средней трети плеча. В ходе апробации ТЭС были выявлены следующие положительные моменты: повышение оздоровительного эффекта за счет комбинирования теплового, в том числе контрастного, и механического воздействия; снятие воспалительного процесса после четырех сеансов теплового воздействия; улучшение тонуса тканей мышечной ткани. В ходе апробации разработанной ТЭС случаев осложнений или негативных побочных эффектов не наблюдалось.

Заключение

Разработана ТЭС для теплового воздействия на конечности человека, исполнительными элементами в которой являются ТЭМ, дающие возможность сочетать в едином приборе режимы охлаждения и нагрева, а также контрастного теплового воздействия. Проведены натурные испытания разработанной ТЭС на экспериментальном стенде. В результате экспериментальных исследований установлено, что в качестве ТЭМ в системе могут быть использованы стандартные модули, производимые отечественными фирмами. Продолжительность выхода на режим ТЭС составляет порядка 10 мин, поэтому представляется целесообразным вывод ТЭС на рабочий режим непосредственного проведения процедур. При реализации динамических тепловых режимов работы ТЭС предполагается

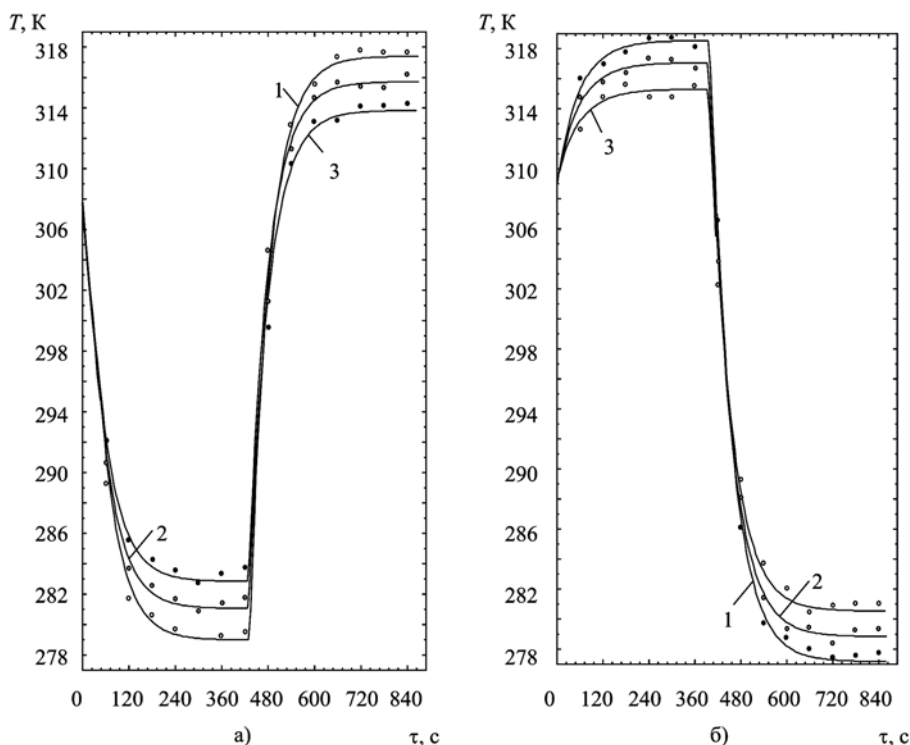


Рис. 3. Изменение температуры биологического объекта во времени при контрастном динамическом тепловом воздействии с переходом ТЭС из режима охлаждения в режим нагрева (а) и наоборот (б) для различных значений тока питания ТЭМ (пояснения – в тексте статьи)

использование программируемого источника энергии. В рамках эксперимента установлено, что продолжительность переключения ТЭС с режима охлаждения в режим нагрева и наоборот составляет 3,5 мин, что требует дальнейшей оптимизации конструкции и режимов работы прибора за счет использования более совершенных типов ТЭМ и применении в переходном режиме форсированного режима их работы. ТЭС апробирована в клинической практике, при этом после проведения 56 процедур для 9 пациентов наблюдались положительные эффекты в части оздоровительного и противовоспалительного процессов.

Список литературы:

1. Зубкова С.М. Роль тепловой компоненты в лечебном действии физических факторов // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. 2011. № 6. С. 3-10.
2. Боголюбов В.М., Сидоров В.Д. Физиотерапия в реабилитации больных ревматоидным артритом // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. 2012. № 2. С. 3-9.
3. Ушаков А.А. Практическая физиотерапия. – М.: ООО «Медицинское информационное агентство», 2009. 612 с.
4. Ежов В.В. Физиотерапия и физиопрофилактика как методы и средства сохранения и восстановления здоровья // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. 2011. № 4. С. 33-36.
5. Пономаренко Г.Н., Турковский И.И. Биофизические основы физиотерапии. – М.: Медицина, 2006. 176 с.
6. Баранов А.Ю., Шестаков О.А., Василенок А.В. Двадцать лет клинической эксплуатации отечественных аппаратов для общего криотерапевтического воздействия // Холодильная техника. 2018. № 5. С. 2-7.
7. Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Набиев Н.А., Рагимова Т.А. Термоэлектрическое устройство для остановки кровотечения // Медицинская техника. 2019. № 2. С. 12-14.

8. Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Набиев Н.А., Магомедова С.Г. Модель термоэлектрического устройства для теплового воздействия на рефлексогенные зоны // Медицинская техника. 2020. № 1. С. 40-43.
9. Анатъчук Л.И., Денисенко О.И., Шулунина О.В., Микитюк О.П., Коблянский Р.Р. Результаты клинического применения термоэлектрического прибора для лечения заболеваний кожи // Термоэлектричество. 2018. № 3. С. 55-70.
10. <http://www.kryotherm.ru> (дата доступа 09.02.2022).

Олег Викторович Евдулов,
д-р техн. наук, доцент,
Рустам Абу-Муслимович Магомадов,
канд. техн. наук, докторант,
кафедра теоретической и общей электротехники,
Мадина Миязуллахова Мирземагомедова,
канд. техн. наук, доцент,
кафедра прикладной математики и информатики,
ФГБОУ ВО «Дагестанский государственный
технический университет»,
г. Махачкала, Республика Дагестан,
Рамазан Гусейнович Мирземагомедов,
студент,
лечебный факультет,
ФГБОУ ВО «Северо-Западный государственный
медицинский университет им. И.И. Мечникова»,
г. С.-Петербург,
Гарун Ильясевич Аминов,
канд. техн. наук, доцент,
начальник отдела,
отдел развития компетенций,
ГБОУ ВО МО «Университет Дубна»
(Дмитровский филиал),
г. Дмитров,
e-mail: ole-ole-ole@rambler.ru

А.Ю. Заславский, Ю.С. Гелис, Г.С. Маркаров, А.Г. Гудков, В.Ю. Леушин, С.В. Агасиева

Импульсный низкочастотный физиотерапевтический аппарат

Аннотация

Представлены результаты экспериментального исследования и медицинских испытаний аппарата импульсного низкочастотного физиотерапевтического «ИНФИТА-М». Аппарат «ИНФИТА-М» формирует лечебный физический фактор – импульсное низкочастотное электромагнитное поле нетепловой интенсивности с преимущественно электрической составляющей. Приведены результаты измерения напряженности импульсного низкочастотного электромагнитного поля в зоне терапии при дистанционном и локальном воздействиях. Результатами медицинских испытаний подтверждена эффективность аппарата «ИНФИТА-М».

Введение

В физиотерапии сформировалась тенденция ухода от интенсивных тепловых воздействий к низкоинтенсивным, слабым, нетепловым [1], [2]. Особый интерес представляют специфические действия малых доз физических факторов и наличие амплитудно-частотных «окон» слабых электромагнитных полей, вызывающие наиболее ощутимые биомедицинские эффекты. Научно-исследовательские и опытно-конструкторские работы в этом направлении были начаты в СССР в 1978 году согласно Постановлению Совета Министров СССР «О разработке физиотерапевтической аппаратуры для восстановления спортсменов после больших физических и эмоциональных нагрузок».

В результате был создан аппарат импульсной низкочастотной терапии «ИНФИТА» (далее по тексту – аппарат), на применение которого было получено разрешение Минздрава СССР

(РУ № 88/567-70 от 20.07.1988). Аппарат «ИНФИТА» выпускался по 2002 год и подтвердил эффективность использования нового лечебного физического фактора – импульсного низкочастотного электромагнитного поля (ИНЭМП). В процессе эксплуатации и медико-биологических исследований была проведена модернизация аппарата «ИНФИТА» с переходом на новую элементную базу и расширением его функциональных возможностей. В результате был создан аппарат импульсный низкочастотный физиотерапевтический «ИНФИТА-М».

Аппарат «ИНФИТА-М» (РУ № ФСР 2010/09331 от 01.12.2010) выпускается с 2002 года по настоящее время, а его общий вид показан на рис. 1.

Аппарат «ИНФИТА-М» формирует ИНЭМП, воздействующее дистанционно на оптико-вегетативную систему человека, контактно, наложением выносных электродов на область патологии или наложением отологической приставки «ЭЛЕМАГС» на область ушей.