

(19)



Евразийское
патентное
ведомство

(11) 037168

(13) B1

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ЕВРАЗИЙСКОМУ ПАТЕНТУ

(45) Дата публикации и выдачи патента
2021.02.15

(21) Номер заявки
201892835

(22) Дата подачи заявки
2017.07.12

(51) Int. Cl. A61F 7/00 (2006.01)
A61F 7/02 (2006.01)

(54) УСТРОЙСТВО ДЛЯ ГИПЕРТЕРМИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ ЗУДА

(31) 16179093.6; 16193220.7

(32) 2016.07.12; 2016.10.11

(33) EP

(43) 2019.10.31

(86) PCT/EP2017/067544

(87) WO 2018/011263 2018.01.18

(71)(73) Заявитель и патентовладелец:
ДЕРМАФАРМ АГ (DE)

(72) Изобретатель:
Бюнгер Даниэль (DE)

(74) Представитель:
Нилова М.И. (RU)

(56) US-A1-2007049998
US-A1-2011184502
EP-B1-1231875
US-A1-2013172966
WO-A1-2008089327

(57) Изобретение относится к устройству для гипертермического лечения зуда, например, после укусов насекомых, в котором во время лечения температура поверхности лечебного воздействия регулируется так, чтобы она находилась предпочтительно в диапазоне от 42 до 56°C в течение периода от 2 до 12 с, при этом аппаратно-реализованное устройство для мониторинга температуры ограничивает максимальную температуру поверхности лечебного воздействия, а плавкий предохранитель отключает устройство в случае короткого замыкания или неконтролируемого непрерывного нагрева.

037168

B1

037168

B1

Изобретение относится к устройству для гипертермического лечения зуда, например, после укусов насекомых, при котором во время лечения температуру поверхности лечебного воздействия регулируют так, чтобы она находилась в диапазоне предпочтительно от 42 до 56°C в течение периода от 2 до 12 с, при этом аппаратно-реализованный контроллер температуры ограничивает максимальную температуру поверхности лечебного воздействия, а предохранитель отключает устройство в случае короткого замыкания или неконтролируемого непрерывного нагрева.

Уровень техники

Зуд (прурит) является субъективно неприятным ощущением в коже или слизистой оболочке, воспринимаемым органами чувств. Он может быть локально ограничен или относиться ко всему телу.

Зачастую зуд сопровождается ощущением жжения, пощипывания или покалывания, которое больной часто пытается облегчить чесанием, царапанием, растиранием, пощипыванием, разминанием или потиранием. Таким образом, зуд часто приводит к дополнительным патологическим проявлениям на коже, таким как царапины, открытые раны, струпья и кожные инфекции. Эксперты предполагают, что зуд запускается болевыми рецепторами в коже и передается в мозг посредством симпатической нервной системы. Зуд может иметь множество причин. В дополнение к сухой коже, недостатку влаги или аллергиям зуд может также возникать вследствие внешних воздействий и раздражений кожи, например укусов комаров или контакта с крапивой. Зуд может быть реакцией на химические, механические или тепловые раздражители. Он может быть вызван внешним раздражением, например контактом с химическими веществами, например гистамином (укус комара), апамином (укус пчелы), аллергическими иммунными реакциями, давлением или трением, а также воздействием тепла или солнца, волдырями, крапивницей и другими кожными реакциями, связанными с зудом. С медицинской точки зрения, причины или основные заболевания, которые приводят к зуду, охватывают широкий спектр дерматологических и внутренних заболеваний.

Известен ряд лекарственных средств или косметических продуктов для медикаментозного лечения симптомов зуда. Например, эфирные масла, особенно содержащие ментол, тимол или камфору, используются для обеспечения кратковременного охлаждения. В дополнение, средства для ухода за кожей, такие как кремы или лосьоны, могут иметь обезболивающий эффект, увеличивая содержание влаги в коже. Кроме того, антигистаминные средства представляют собой полезные терапевтические варианты, например, включающие применение диметинденмалеата или мепирамина. Дополнительные лекарственные средства включают глюкокортикоиды для местного применения, анестетики, цинковые мази, ингибиторы кальциневрина или капсаицин.

В дополнение, для лечения укусов ос или пчел места укусов также могут быть обработаны водными растворами аммиака, но это обеспечивает лишь кратковременное облегчение зуда, а также лишь незначительно уменьшает припухлость.

Однако из уровня техники также известно снижение развития зуда путем небольшого нагрева места укуса. В EP 1231875 B1 описано устройство для локального термического лечения, особенно укусов комаров. Устройство имеет нагревательную пластину размером около 0,2 см², нагреваемую до температуры от 50°C до 65°C, при этом нагревательная пластина контактирует с укусом насекомого. Данное гипертермическое лечение может ослабить зуд на продолжительное время. С одной стороны, применение тепла вызывает разрушение термолабильных токсинов насекомых, вызывающих зуд. С другой стороны, передача тепла приводит к маскированию зуда другими кожными ощущениями, связанными с температурой. Таким образом, в результате такого лечения также представляется возможность эффективно избежать вторичных повреждений кожи, например воспаления укуса насекомого вследствие царапания. Таким образом, гипертермическое лечение также эффективно уменьшает развитие волдырей, сопровождающих укус насекомого.

Возможные применения гипертермического лечебного воздействия также распространяются на герпетические заболевания. Из DE 102005002946 A1 известно устройство для лечения герпетических заболеваний. Данное устройство содержит нагревательную пластину с предпочтительным размером 20 мм², нагреваемую до 49-53°C для лечебного воздействия в течение, предпочтительно 10-15 с. В течение периода лечебного воздействия нагревательная пластина контактирует с пораженными участками кожи губ, например, с покрасневшими участками или с местом, в котором уже образовались волдыри. Применение тепла приводит, с одной стороны, к подавлению размножения возбудителей путем нейтрализующего воздействия на вирусы простого герпеса. С другой стороны, кратковременное лечение приводит к маскированию зуда от герпетической болезни путем стимуляции нервов, чувствительных к изменениям температуры. Таким образом, устройство характеризуется уменьшением симптомов герпетического заболевания, например жжения, развития отеков или покраснения, или зуда.

В дополнение, в уровне техники из US 2007/0049998 A1 также известен подобный прибор, который обеспечивает температуру лечения 50°C для гипертермического лечения укусов насекомых. Данный прибор имеет недостаток, заключающийся в том, что процессы, облегчающие зуд, еще не активируются или не полностью активируются при данной температуре. Некоторые из процессов, необходимых для гипертермического лечения, которые способствуют смягчению симптомов укусов насекомых, герпетических заболеваний, ожогов медуз и других заболеваний, сопровождающихся зудом, активируются только

в диапазоне температур от 50 до 56°C, в частности от 50 до 53°C.

Устройства для гипертермического лечения, известные из уровня техники, отличаются множеством возможностей для использования при смягчении симптомов укусов насекомых, герпетических заболеваний, ожогов медуз или других заболеваний, сопровождающихся зудом. Однако данные устройства также имеют недостатки.

Например, в известных устройствах в исключительных случаях желаемая температура лечебного воздействия может быть превышена. Однако из уровня техники также известно управление температурой лечебного воздействия с использованием датчиков температуры. Повреждение прибора, например в результате контакта с влагой, может привести к повреждению схемы управления электронного средства управления. Это особенно вероятно, если контроль температуры лечебного воздействия реализован обычной схемой управления. В данном случае нельзя исключать возможность того, что температура может быть поднята выше желаемой температуры лечебного воздействия. В зависимости от положения контакта нагревательной пластины или поверхности лечебного воздействия, это приведет к нежелательным последствиям. Даже кратковременное повышение температуры выше 65 °C может привести к длительным травмам пораженных участков кожи. Это особенно касается термочувствительных участков кожи, например губ во время лечения герпеса или тонких участков кожи, на которых присутствуют укусы насекомых.

Из US 2007/0049998 A1 известен прибор для гипертермического лечения кожных симптомов, который нагревает поверхность лечебного воздействия с помощью температурно-регулируемого нагревательного элемента до температур в диапазоне 38-67°C в течение по меньшей мере 5 с, но, как правило, в течение более длительного периода времени и использует предохранитель для защиты от перегрева. Данный способ защиты от перегрева имеет тот недостаток, что после того, как предохранитель был активирован перегревом, предохранитель нуждается в замене. В дополнение, отсутствует избыточный механизм безопасности, и в случае выхода из строя предохранителя возникает опасность перегрева поверхности лечебного воздействия в течение длительного периода. Кроме того, температура 60°C или выше, особенно в течение периода нескольких секунд или более, ощущается как очень неприятная и может повредить кожу. Это может по меньшей мере поставить под угрозу успешный исход лечения, поскольку лечение будет преждевременно прервано из-за неприятного ощущения на коже, вызванного высокими температурами, и, следовательно, успешный исход лечения окажется под угрозой. Работа прибора основана на лечебной концепции использования тепла для уничтожения бактерий и уничтожения раздражителей кожи. Однако длительность лечения и/или температуры не подходят для длительного облегчения зуда путем целенаправленной стимуляции определенных рецепторов и модификации иммунной системы. С другой стороны, температуры ниже 42°C не подходят для достижения терапевтического эффекта за счет ощущения тепла.

В US 2011/0184502 A1 описана электрическая грелка для различных применений, некоторые из которых являются медицинскими, которая электрически создает температуры в диапазоне 38-71°C в течение по меньшей мере нескольких минут. Нерегулируемые тепловые предохранители, включенные последовательно, предполагаются в качестве избыточного признака безопасности. Таким образом, наличие избыточного механизма безопасности не подлежит сомнению, но он не является обратимым и должен быть заменен после активации. Второй недостаток использования тепловых предохранителей заключается в том, что они плавятся только после того, как происходит применение температуры превышающей пороговое значение. Таким образом, тепловые предохранители реагируют только после определенного времени реакции, когда происходит применение данной критической температуры, и, следовательно, возможно, слишком поздно по сравнению с плавким предохранителем. Плавкий предохранитель срабатывает уже в случае превышения электрическим током порогового значения, которое может послужить причиной избыточной температуры, если он протекает слишком долго. В дополнение, как температурный диапазон, так и продолжительность процесса нагрева, безусловно, уместны для ряда применений, но не являются подходящими для длительного смягчения прурита посредством применения тепла.

Таким образом, было бы желательно обеспечить устройство, которое реализует преимущества гипертермического лечения и одновременно минимизирует риски угрозы безопасности, предпочтительно с использованием двойного механизма безопасности против перегрева, но также практичного и соответствующего высоким стандартам.

Задача изобретения

Таким образом, одной задачей изобретения будет обеспечение устройства для гипертермического лечения, которое устраняет недостатки уровня техники. Таким образом, одной задачей изобретения будет обеспечение устройства для гипертермического лечения, которое устраняет недостатки уровня техники.

Сущность изобретения

В соответствии с настоящим изобретением, задача решается за счет устройства по независимым пунктам формулы изобретения. В зависимых пунктах формулы изобретения представлены предпочтительные варианты реализации изобретения.

В предпочтительном варианте реализации изобретение относится к устройству для гипертермиче-

ского лечения зуда, содержащему:

а) по меньшей мере одну поверхность лечебного воздействия и

б) устройство управления для регулирования температуры поверхности лечебного воздействия, при этом устройство управления выполнено с возможностью регулировки поверхности лечебного воздействия путем нагрева по меньшей мере одного нагревательного элемента в фазе нагрева до температуры лечебного воздействия от 42 до 56°C и с возможностью поддержки температуры лечебного воздействия в фазе лечебного воздействия в течение периода от 2 до 12 с, при этом аппаратно-реализованный контроллер температуры ограничивает максимальную температуру поверхности лечебного воздействия значением от 54 до 58°C, предпочтительно приблизительно 56°C, и плавкий предохранитель отключает электропитание устройства в случае короткого замыкания или неконтролируемого непрерывного нагрева.

Термин "гипертермическое лечение зуда", в соответствии с изобретением, предпочтительно следует определять как лечение заболеваний, которые, как правило, сопровождаются возникновением зуда. Как упоминалось ранее, он, в частности, включает лечение зуда, который может возникнуть после укуса насекомого или контакта с ядовитыми кишечнополостными или растениями. В дополнение, предпочтительным применением устройства для гипертермического лечения зуда является лечение герпетических заболеваний или других раздражений кожи, которые вызывают покраснение, отек или другие неприятные симптомы, которые сопровождают зуд. Зуд может быть вызван паразитами, а также механическим или химическим (например, токсинов окружающей среды или лекарственных препаратов) воздействием, предпочтительно на кожу. Однако кожный зуд также может быть вызван употреблением определенной пищи, эндопаразитами, также как аутоиммунными реакциями, кожными грибками, аллергиями, ксеродермией, старческим зудом, зудом от мороза, заболеваниями почек или печени, нарушениями обмена веществ, опухолями, колебаниями температуры, контактом с водой или психологическим нарушением. Для облегчения симптомов этих различных заболеваний, в частности, зуда, устройство в соответствии с настоящим изобретением, предпочтительно помещается на пораженные участки кожи. После контакта части кожи с поверхностью лечебного воздействия устройство управления обеспечивает регулирование температуры поверхности лечебного воздействия в соответствии с изобретением. Предпочтительно для этой цели, поверхность лечебного воздействия сначала доводят во время фазы нагрева до температуры лечебного воздействия от 42 до 56°C. Предпочтительно этап лечения не должен занимать много времени. Предпочтительно фаза нагрева должна занимать не более 10 с, в частности, предпочтительно, не более 3 с. После фазы нагрева температура поверхности лечебного воздействия, предпочтительно, поддерживается равной заданной температуре лечебного воздействия. Предпочтительно, для данной цели температура лечебного воздействия представляет собой постоянную температуру, убывающую в упомянутом диапазоне от 42 до 56°C.

Данная температура лечебного воздействия предпочтительно поддерживается постоянной в течение фазы лечебного воздействия. Однако также может быть предпочтительным, чтобы температура лечебного воздействия не поддерживалась постоянной. Например, температура поверхности лечебного воздействия также может быть доведена в диапазоне температуры от максимальной температуры в диапазоне температуры лечебного воздействия от 42 до 56°C. После этого может быть предпочтительным кратковременное доведение температуры ниже диапазона температуры лечебного воздействия. В завершении температура может быть снова повышена в диапазоне. Неожиданно было обнаружено, что данный предпочтительный вариант рационален относительно поддержания постоянной температуры лечебного воздействия в случае некоторых кожных заболеваний, приводящих к зуду. Например, достижение максимальной температуры только в течение очень короткого времени может быть рациональным по сравнению с возрастающей температурой, а последовательным охлаждением в некоторой степени в диапазоне температур.

В предпочтительном варианте реализации "фаза лечебного воздействия" означает период времени, в течение которого температура находится в диапазоне температуры лечебного воздействия от 42 до 56°C. В частности, предпочтительно, фаза лечебного воздействия длится от 2 до 12 с, наиболее предпочтительно от 3 до 6 с. Особенно предпочтительно, фаза лечебного воздействия представляет собой непрерывный период времени. Однако также возможно кратковременное прерывание фазы лечебного воздействия путем управления температурой в диапазоне. В данном случае период фазы лечебного воздействия предпочтительно означает период времени, в течение которого температура поверхности лечебного воздействия находится в диапазоне температуры лечебного воздействия от 42 до 56°C.

Путем регулирования температуры поверхности лечебного воздействия с поддержанием ее в диапазоне от 42 до 56°C для фазы лечебного воздействия от 2 до 12 с, предпочтительно от 4 до 6 с, осуществляется генерирование теплового импульса, который позволяет применять четко определенное количество тепла к области кожи управляемым способом. Таким образом, предпочтительно, например, зуд, который возникает в связи с укусом насекомого, например осы или пчелы, может быть эффективно уменьшен с неожиданной скоростью. С одной стороны, применение тепла вызывает разрушение термолabileных токсинов насекомых, вызывающих зуд. С другой стороны, тепловой импульс служит причиной нервной стимуляции, что значительно снижает субъективное восприятие зуда в пораженных участках. Неожиданно

данным образом, передача тепла приводит к маскированию зуда другими кожными ощущениями, связанными с температурой. В отличие от обычных способов лечения пруригита, которые нацелены на ощущение зуда, предпочтительная тепловая обработка активирует свободные нервные окончания С-волокон путем регулирования болевых рецепторов. В частности, С-волокна относятся к медленно проводящим нервным волокнам соматосенсорной системы и отвечают за ощущение боли. В этом процессе, в частности, важную роль играют свободные концы С-волокон, которые также называют ноцицепторами. Нервные окончания волокон активируются тканевыми гормонами (например, гистамином, серотонином, веществом Р). Кроме того, тучные клетки в непосредственной близости от нервных окончаний могут быть вовлечены в процесс путем высвобождения медиаторной триптазы. В частности, знание механизма действия при пруригите используется для регуляции сенсорного восприятия, активируемого волокнами неожиданным образом при термическом лечении. В дополнение к особенно предпочтительному использованию устройства для лечения зуда в случае укусов насекомых, периоды времени и значения температуры позволяют осуществлять лечение герпетических заболеваний, а также неожиданным образом и другие патологии, связанные с зудом, например, после контакта с ядовитыми книдариями или такими растениями как крапива.

В предпочтительном варианте используется температура лечебного воздействия от 42 до 56°C и особенно предпочтительно от 50 до 53°C. Весьма неожиданным образом было обнаружено, что зуд может быть особенно сильно уменьшен при вышеуказанных параметрах. Температура лечебного воздействия от 42 до 56°C и особенно предпочтительная температура лечебного воздействия от 50 до 53°C оказывает действие на участки кожи, что быстро и эффективно снимает зуд. В частности, было обнаружено, что особенно выраженная маскировка ощущения зуда может быть достигнута при одновременной активации локально в пораженных участках кожи термических рецепторов и рецепторов капсаицина, TRPV1 и TRPV2.

TRPV1 вовлечен в острую боль, индуцированную теплом, в здоровой коже и регулирует, например, ощущение тепла при температурах от 45 до 50°C. В дополнение, TRPV2 активируется в случае особенно сильных болезненных ощущений тепла, возникающих при температуре выше 52°C. Пороговое значение активации TRPV1 находится между 40 и 45°C, тогда как пороговое значение активации TRPV2 находится между 50 и 53°C (Yao et al 2011, Somogyi et al. 2015, Cohen et al. 2014, Mergler et al. 2014).

Поскольку первоначальное понимание способа действия рецепторов TRPV1 и TRPV2 как датчиков температуры появилось из недавно опубликованных результатов исследований в литературе, их роль в восприятии зуда неизвестна. Таким образом, специалист в данной области, даже обладая знаниями из литературы, не будет предполагать, что активация главным образом данных рецепторов позволила бы особенно эффективно маскировать ощущение зуда. Это является неожиданным наблюдением, которое особенно используется в упомянутом особенно предпочтительном варианте реализации, который обеспечивает регулирование температуры поверхности лечебного воздействия в узком диапазоне от 50 до 53°C. Регулирование температуры поверхности лечебного воздействия в узком диапазоне от 50 до 53°C неожиданно эффективным образом обеспечивает одновременную активацию рецепторов без причинения неприятных интенсивных болевых ощущений людям, подвергающимся лечению. Была предоставлена возможность экспериментально определить диапазон порогового значения активации TRPV2 как особенно оптимизированного рабочего диапазона. В данном диапазоне предполагается, что между рецепторами развивается механизм обратной связи, который особенно эффективно маскирует зуд, не вызывая побочных эффектов. Предпочтительное лечение участков кожи приводит к уменьшению ощущения зуда, которое неожиданным образом длится в течение нескольких часов после лечения. Длительный режим действия предпочтительного варианта реализации по меньшей мере частично обусловлен иммунной регуляцией посредством теплообмена. Таким образом, регуляцией иммунной системы маскируется не только болевое ощущение, но также активно подавляется локальное раздражение кожи. Таким образом, предпочтительно единоразовое лечение может привести к постоянному облегчению ощущения зуда. Однако также может быть предпочтительным, чтобы лечение проводилось несколько раз в хронологической последовательности. Передача тепла, подобная интервалу, с фазой лечебного воздействия от 2 с до 12 с или особенно предпочтительно от 4 с до 6 с достигает оптимального воздействия на путь прохождения сигнала зуда, не вызывая побочных эффектов.

В соответствии с изобретением, поверхность лечебного воздействия предпочтительно означает область устройства, которая нагревается до температуры лечебного воздействия во время лечения и находится в прямом тепловом контакте с частью кожи. Поверхность лечебного воздействия может представлять собой сплошную область поверхности. Однако также может быть предпочтительным, чтобы поверхность лечебного воздействия состояла из нескольких несмежных частичных областей. Размер поверхности лечебного воздействия предпочтительно зависит от заболевания и размера участков кожи, на которые влияют симптомы патологии, связанной с зудом. В случае укусов насекомых размер поверхности лечебного воздействия составляет от 10 до 100 мм², особенно предпочтительно от 20 до 60 мм². При лечении герпеса поверхность лечебного воздействия предпочтительно составляет от 10 до 80 мм², особенно предпочтительно от 20 до 50 мм². В дополнение, особенно предпочтительно, чтобы поверхность лечебного воздействия для этих небольших участков кожи была круглой. В результате размеров и гео-

метрических форм поверхности лечебного воздействия, выбранной подобным образом, может иметь место лечение, оптимально адаптированное к причине, которая оптимизирует эффективность и благополучное развитие и, таким образом, способствует более длительному успеху лечения. Лечебного воздействия кожных заболеваний с большой площадью, сопровождающихся зудом, например, последствий контакта с ядовитой медузой, могут быть предпочтительными поверхности лечебного воздействия от 1 до 18 см², предпочтительно от 6 до 9 см². До настоящего времени эксперты предполагали, что в случае участков кожи, вовлеченных в лечение большой площади, положительное облегчение зуда может маскироваться сильными негативными побочными эффектами, такими как жжение кожи или гипертермические болевые ощущения. Однако было признано, что при большей поверхности лечебного воздействия, составляющей примерно от 7 см² до 18 см², предпочтительно от 6 см² до 9 см², также можно обрабатывать неожиданно большие участки кожи, пораженные пруритом. Например, если это представляется возможным, в случае высыпаний на коже можно с удобством и простотой применить поверхность лечебного воздействия на соответствующие участки кожи, с целью преобразования ощущение зуда в допустимое болевое ощущение путем маскировки теплом. Таким образом, представляется возможным эффективно избежать вторичных повреждений кожи, например образования ран вследствие царапанья. С устройствами, имеющими меньшие поверхности лечебного воздействия, для лечения участков кожи большой площади было бы необходимо многократное применение в разных положениях. Однако такой же эффект не может быть достигнут с подобным устройством с течением времени.

Также может быть предпочтительным использование поверхности лечебного воздействия от 7 см² до 18 см². Внешние химические, механические или физические по своей природе раздражители, которые могут активировать ощущения зуда, воспринимаются тремя различными рецепторными клетками (сенсорными клетками). Данные сенсорные клетки представляют собой так называемые открытые нервные окончания, чьи структуры, принимающие раздражитель, расположены в эпидермисе и нижележащей дерме, а также аксоны, которые проводят сигналы о раздражителях, воспринимаемые спинным мозгом. В данных сенсорных клетках безмякотные С-волокна имеют особое значение. Их рецептивные структуры в некоторых случаях находятся на 0,1 мм ниже поверхности кожи. В случае С-волокон проводится различие между полимодальными механическими и термочувствительными волокнами и механически нечувствительными С-волоконками, но которые также могут раздражаться за счет тепла. С-волокна не только обнаруживают раздражители, порождающие прурит, но также служат ноцицепторами (болевыми рецепторами). В литературе было показано, что тепловые раздражители в качестве противовоспалительных средств могут подавлять ощущения зуда. Отдельные С-волокна воспринимают раздражители от определенной области кожи, при этом определенная область кожи иннервируется сенсорной клеткой. Данная область обозначается как рецептивное поле. Рецептивные поля С-волокон также могут накладываться друг на друга. Исследования на людях с использованием так называемого микрокартирования показали, что механически нечувствительные С-волокна имеют поля размером до 5 см²; подобные из механически чувствительных С-волокон несколько меньше и имеют размер до 2 см². Таким образом, при предпочтительном размере для лечения от 7 до 18 см², рецептивные поля различных типов С-волокон неожиданно образом маскируются, и, кроме того, происходит эффект компенсации горизонтального оттока тепла.

Размер поверхности лечебного воздействия, предпочтительно связан в каждом случае с общей контактной областью, над которой часть кожи подвергается тепловому импульсу. В случае поверхности лечебного воздействия, состоящей из нескольких частичных областей, размер поверхности лечебного воздействия предпочтительно соответствует сумме отдельных частичных областей. При определенных формах проявления болезней, вызывающих зуд, такое разделение на частичные области может быть рациональным, как при лечении определенных участков тела.

Предпочтительно, чтобы поверхность лечебного воздействия доводилась до температуры лечебного воздействия с помощью по меньшей мере одного нагревательного элемента. В предпочтительном варианте реализации поверхность лечебного воздействия соответствует площади поверхности нагревательной пластины, нагреваемой с использованием нагревательного элемента, в котором, например, может быть использован полупроводниковый компонент. Однако поверхность лечебного воздействия также может обозначать однородную поверхность материала, температура которой регулируется несколькими нагревательными элементами. Например, может быть предпочтительным использование двух или четырех нагревательных элементов для особенно равномерного и быстрого доведения поверхности лечебного воздействия до температуры лечебного воздействия. Также может быть предпочтительным покрытие нагревательной пластины, содержащей нагревательный элемент. В данном случае поверхность лечебного воздействия, предпочтительно определяется как покрытие на нагревательной пластине. Таким образом, температура лечебного воздействия, предпочтительно всегда означает температуру в части кожи пациента. Посредством варианта реализации, относящегося к комбинации нагревательного элемента и поверхности лечебного воздействия, предпочтительной в зависимости от области применения, может быть обеспечено устройство, оптимизированное с точки зрения эффективности, компактности и успешности лечения.

Предпочтительно, устройство управления может регулировать нагрев нагревательного элемента та-

ким образом, что поверхность лечебного воздействия имеет температуру лечебного воздействия. Таким образом, может быть гарантировано оптимальное регулирование температуры лечебного воздействия и предотвращен нежелательный перегрев поверхности лечебного воздействия.

В соответствии с настоящим изобретением, устройство управления предпочтительно представляет собой процессор, микросхему процессора, микропроцессор или микроконтроллер, который выполнен с возможностью регулирования температуры поверхности лечебного воздействия с помощью по меньшей мере одного нагревательного элемента в соответствии с заданными значениями для температуры лечебного воздействия. Такое устройство управления отличается компактностью, надежностью, экономичностью, низким энергопотреблением и высокой эффективностью управления.

По меньшей мере один нагревательный элемент представляет собой компонент, для которого надлежащим образом известны различные варианты реализации из уровня техники. Например, нагревательный элемент может содержать силовой резистор, в котором генерируется четко определенная температура в зависимости от течения тока. Предпочтительно, полевой транзистор (ПТ) может быть использован для количественного управления течением тока через нагревательный элемент. Однако также может быть предпочтительным использование самого ПТ в качестве нагревательного элемента. В данном описании рассеяние энергии в самом транзисторе использовано для генерирования тепла и для доведения поверхности лечебного воздействия до температуры лечебного воздействия. ПТ особенно предпочтителен в качестве нагревательных элементов, поскольку они допускают небольшие размеры устройства вследствие их небольших размеров. В дополнение, ПТ являются особенно реагирующими и гарантируют, посредством высокочастотного генерирования тепла и выделения тепла, особенно быструю реакцию нагревательных элементов.

Предпочтительно, устройство управления путем предварительной настройки подачи тока на нагревательный элемент может контролировать температуру, присутствующую на поверхности лечебного воздействия. Например, путем использования калибровки можно определить корреляцию между течением тока и/или напряжением на нагревательном элементе и температурой на поверхности лечебного воздействия, вследствие чего на основе этой калибровки может быть всегда установлена достигнута желаемая температура лечебного воздействия от 42 до 56°C. Однако также может быть предпочтительным регулирование температуры лечебного воздействия посредством устройства управления с использованием контура обратной связи. Таким образом, может быть предпочтительным использование датчика температуры, который измеряет температуру поверхности лечебного воздействия, при этом устройство управления регулирует подачу тока в нагревательный элемент на основе данных о температуре. Для этой цели, например, устройство управления может содержать микропроцессор, который может оценивать данные измерений и устанавливать текущие параметры. Таким образом, можно очень эффективно и надежно контролировать температуру.

Особенно предпочтительно, устройство содержит по меньшей мере два дополнительных предохранительных элемента, которые контролируют температуру поверхности лечебного воздействия.

С одной стороны, устройство содержит аппаратно-реализованный контроллер температуры, который ограничивает максимальную температуру поверхности лечебного воздействия значением от 54°C до 58°C, предпочтительно приблизительно 56°C. Максимальная температура, предпочтительно означает максимальную температуру, которой поверхность лечебного воздействия достигает во время фазы лечебного воздействия. Аппаратно-реализованный контроллер температуры, преимущественно, предоставляет возможность обеспечения того, чтобы максимальная температура не превышала значение от 54°C до 58°C, предпочтительно приблизительно 56°C. В соответствии с изобретением, такие выражения, как около, приблизительно, почти или синонимичные понятия, предпочтительно означают диапазон допуска менее чем $\pm 10\%$, предпочтительно менее чем $\pm 5\%$ и особенно предпочтительно менее чем $\pm 1\%$. В соответствии с изобретением "аппаратно-реализованный контроллер температуры", предпочтительно означает систему для контроля температуры для поверхности лечебного воздействия, которая основана на аппаратном обеспечении и может отключать подачу питания на нагревательные элементы для поверхности лечебного воздействия. В частности, "аппаратно-реализованный контроллер температуры", предпочтительно позволяет отключать подачу питания на нагревательные элементы при превышении максимальной температуры независимо от регулирования нагревательного элемента устройством управления, таким как, например, микропроцессор. Например, если в устройстве управления уже установлена прошивка для регулирования нагревательных элементов, предпочтительно, чтобы аппаратно-реализованный контроллер температуры также надежно ограничивал максимальную температуру поверхности лечебного воздействия даже в случае отказа в работе или некорректной производительности прошивки.

Таким образом, за счет простой конструкции представляется возможность особенно эффективно обеспечить средства, чтобы температура поверхности лечебного воздействия устройства не превышала максимального значения. Даже если в устройстве управления возникают ошибки управления, например, после попадания жидкостей, вследствие аппаратно-реализованного контроллера температуры представляется возможность в любое время преимущественно обеспечить, чтобы температура поверхности лечебного воздействия не превышала максимального значения в диапазоне от 54 до 58°C, предпочтительно приблизительно 56°C. За счет данного дополнительного технического элемента для контроля температу-

ры представляется возможность гарантировать превосходный стандарт безопасности, не влияя на функционирование устройства для гипертермического лечения.

Неожиданным образом было обнаружено, что максимальная температура при значении от 54 до 58°C, предпочтительно приблизительно 56°C, не ставит под угрозу успешный исход лечения и не вызывает неприятных ощущений на коже, вследствие чего данная максимальная температура представляет собой идеальный первый этап безопасности для предотвращения перегрева.

В качестве дополнительного защитного элемента устройство, в соответствии с изобретением, имеет плавкий предохранитель, который в случае короткого замыкания в устройстве или неконтролируемого непрерывного нагрева устройства прерывает подачу питания на устройство. В соответствии с изобретением, плавкий предохранитель, предпочтительно определен, как защитный механизм от чрезмерного тока, в котором электрическая цепь может быть прервана, например, плавлением предохранительного элемента, как только сила тока превышает предельное значение на время, которое будет определено. Предпочтительно, чтобы плавкий предохранитель был расположен в устройстве между вводом напряжения электропитания в устройство и самим устройством. В случае неисправности, которая характеризуется неконтролируемым высоким током от источника напряжения питания в устройство, плавкий предохранитель будет преимущественно полностью отключать подачу питания на устройство. Плавкий предохранитель обеспечивает достаточно быструю защиту, и, с другой стороны, чрезвычайно надежную защиту.

Было обнаружено, что даже при безупречной конструкции устройства и обеспечении аппаратно-реализованного контроллера температуры невозможно исключить возникновение непрерывного нагрева нагревательных элементов в крайне редких случаях вследствие неправильной эксплуатации. Непрерывный нагрев нагревательных элементов, в соответствии с изобретением, предпочтительно означает, что температура нагревательного элемента повышается неконтролируемо, т.е. без регулирования на основе температуры с помощью устройства управления. Если в течение таких сбоев аппаратно-реализованный контроллер температуры выходит из строя, поверхность лечебного воздействия может неконтролируемо разогреваться до температур, значительно превышающих желаемую температуру лечебного воздействия, например до температур, значительно превышающих 65°C.

Несмотря на то, что данный нежелательный непрерывный нагрев происходит крайне редко, он может стать причиной серьезных травм пациента. В частности, это происходит вследствие того факта, что участки кожи, подвергаемые лечению гипертермией, обычно особенно чувствительны и, например, характеризуются покраснением, отеком или даже образованием ран. Температура, заметно превышающая 65°, может привести к сильным локальным болям в данных местах и послужить причиной ожогов кожи.

Принимая во внимание особые обстоятельства использования устройства и связанные с этим требования безопасности, упомянутый плавкий предохранитель особенно рационален, поскольку он имеет возможность гарантировать, что нагрев поверхности лечебного воздействия будет отключен даже в самом маловероятном случае неисправности. Например, при помощи плавкого предохранителя, независимо от какого-либо измерения температуры, представляется возможным сдерживание чрезмерного нагрева поверхности лечебного воздействия, например, вследствие неисправных датчиков температуры. Было обнаружено, что блок питания для устройства представляет собой центральный регулирующий интерфейс, который удовлетворяет самые высокие требования безопасности. Путем интегрирования плавкого предохранителя в течение тока для обеспечения устройства, можно гарантировать, что максимально обеспеченная подача тока не будет превышена в течение определенного времени. Поскольку непрерывный нагрев и неконтролируемый нагрев нагревательных элементов выше желаемой температуры связаны с увеличением течения тока, таким образом, представляется возможность особенно надежно избежать перегрева поверхности лечебного воздействия. В частности, контроллер тока может реагировать очень быстро, прежде чем ток будет присутствовать достаточно долго, чтобы произвести температуру, соответствующую его силе. Механизм исключительной меры безопасности, основанный исключительно на температуре, также может быть недостаточно быстрым вследствие тепловой инерции вовлеченных компонентов.

В устройстве, в соответствии с изобретением, обнаружился особенно предпочтительный и синергетический эффект в виде комбинированного использования аппаратно-реализованной температуры и плавкого предохранителя.

Например, один недостаток плавкого предохранителя состоит в том, что после однократного запуска происходит постоянное отключение напряжения питания от устройства. Возобновление использования устройства после запуска плавкого предохранителя нуждается в ремонте техником, например, в замене плавкого предохранителя. С точки зрения затрат, устройство, как правило, становится непригодным для использования при запуске плавкого предохранителя.

Однако преимущественно, аппаратно-реализованный контроллер температуры настроен таким образом, что он не должен служить причиной постоянного отключения электропитания устройства. Вместо этого аппаратно-реализованный контроллер температуры разработан таким образом, что, когда температура поверхности лечебного воздействия превышает максимальную температуру, подача питания к нагревательным элементам прерывается в течение времени превышения. Таким образом, прерывание тока

аппаратно-реализованным контроллером температуры является преимущественно обратимым, т.е. как только температура поверхности лечебного воздействия снова падает ниже максимальной температуры, нагревательные элементы могут снова нагреваться.

Таким образом, даже после однократного возникновения неисправности возможно продолжение нормального использования устройства. Пользователь также не заметил бы неисправности, поскольку в результате выбора максимальной температуры, эффективности и независимости контроллера температуры, не будут развиваться температуры, воспринимаемые пользователем как неприятные, и после возникновения неисправности возможно идеальное функционирование устройства снова при следующем использовании.

Комбинация признаков безопасности аппаратно-реализованного контроллера температуры с плавким предохранителем обеспечивает неожиданно надежное управление температурой наиболее экономичным способом из возможных вследствие иерархии барьеров безопасности.

Представляется возможность увидеть дополнительный синергетический эффект, вследствие комбинации признаков безопасности аппаратно-реализованного контроллера температуры с плавким предохранителем, в том факте, что, например, маловероятный, но возможный единовременный отказ в работе устройства управления обратимо удерживается аппаратно-реализованным регулятором температуры. Однако если возникнет чрезвычайно маловероятная более серьезная проблема, в которую вовлечен аппаратно-реализованный контроллер температуры, плавкий предохранитель вступает в действие в качестве исключительной меры. Однако поскольку это является необратимым, дальнейшее использование пользователем, которое в данных обстоятельствах было бы потенциально опасным, невозможно, а должна быть запланирована поездка к технику или в специализированный магазин.

Предпочтительно, измерение температуры поверхности лечебного воздействия уже происходит с помощью устройства управления. Если устройство управления выходит из строя вследствие, например, неисправной электроники, аппаратно-реализованный контроллер температуры позволяет отключать нагревательные элементы независимо от устройства управления. Даже в случае такой неисправности устройства управления плавкий предохранитель не будет запущен. Только в крайне редком случае, когда и устройство управления, и аппаратно-реализованный контроллер температуры вышли из строя, например, в случае повреждения соответствующего структурного элемента, плавкий предохранитель гарантирует окончательный элемент управления. Если вследствие сильного нагрева возникает повышенный спрос на потребление тока для нагревательных элементов, плавкий предохранитель полностью отключит электропитание устройства. Благодаря данной градации защитных механизмов одноразовая неисправность устройства управления может быть предотвращена крайне безопасным образом. Аппаратно-реализованный контроллер температуры вмешивается незаметно и быстро, не влияя на качество применения устройства. Еще более высокий уровень безопасности может быть достигнут с помощью плавкого предохранителя, расположенного в направлении ниже по потоку, так что пользователю может быть предоставлено обычно эффективное и безопасное устройство для лечения.

Неожиданным образом, за счет последовательного соединения барьеров безопасности можно гарантировать, что температура поверхности лечебного воздействия не войдет в диапазон температур, который может подвергнуть пациента опасности.

В предпочтительном варианте реализации изобретения устройство содержит по меньшей мере один первый датчик температуры для измерения температуры поверхности лечебного воздействия, в котором устройство управления регулирует температуру по меньшей мере одного нагревательного элемента на основании данных измерения датчика температуры. Благодаря такому датчику температуры температура поверхности лечебного воздействия может очень надежно регулироваться устройством управления.

В соответствии с изобретением, датчик температуры, предпочтительно представляет собой электрический или электронный элемент управления, генерирующий электрический сигнал в зависимости от температуры. Из уровня техники известно множество датчиков температуры, например, полупроводниковые датчики температуры, резистивные датчики температуры, пирозлектрические материалы, термопары или вибраторный кварц. Предпочтительно, устройство управления также выполнено с возможностью приема и оценки измеренных значений от датчиков температуры для осуществления регулирования нагревательных пластин. Регулирование нагревательных пластин, предпочтительно, может быть осуществлено путем применения электрического тока или напряжения. Особенно предпочтительно, чтобы датчик температуры непосредственно измерял температуру поверхности лечебного воздействия, т.е. чтобы датчик температуры контактировал с поверхностью лечебного воздействия, при этом датчик температуры может присутствовать как на внутренней стороне поверхности лечебного воздействия, так и на внешней стороне поверхности лечебного воздействия или должен быть реализован внутри поверхности лечебного воздействия. Однако также может быть предпочтительным, чтобы датчик температуры непосредственно не контактировал с поверхностью лечебного воздействия и не осуществлял ее мониторинг, а вместо этого нагревательные элементы или материальную точку между нагревательными элементами и поверхностью лечебного воздействия. Например, в случае наличия нескольких нагревательных элементов, которые нагревают поверхность лечебного воздействия, также может быть предпочтительно поместить датчик температуры между нагревательными элементами. Подобным образом, можно сделать вы-

вод относительно температуры поверхности лечебного воздействия из данных измерения температуры над нагревательными элементами или местом замера на определенном расстоянии от поверхности лечебного воздействия. В соответствии с изобретением, предпочтительно, чтобы температура поверхности лечебного воздействия означала среднюю температуру поверхности лечебного воздействия.

Оценка температуры поверхности лечебного воздействия позволяет особенно точно регулировать по меньшей мере один нагревательный элемент для обеспечения оптимального распределения температуры на поверхности лечебного воздействия и, таким образом, переноса тепла к участкам кожи, подвергающимся лечению. В частности, с учетом многих возможностей применения устройства для лечения различных заболеваний, которые могут сопровождаться зудом, регулирование с обратной связью на основе температуры с помощью устройства управления является подходящим для осуществления надежного гипертермического лечения с оптимальными значениями температуры.

В предпочтительном варианте реализации изобретения аппаратно-реализованный контроллер температуры содержит по меньшей мере один второй датчик температуры для измерения температуры поверхности лечебного воздействия и компаратор, при этом компаратор сравнивает температуру поверхности лечебного воздействия с максимальной температурой и, если происходит превышение максимальной температуры, подача тока по меньшей мере к одному нагревательному элементу прекращается. В соответствии с изобретением, компаратор, предпочтительно означает электронную схему для сравнения двух напряжений, при этом на выходе в двоичном сравнении показано, какое из двух напряжений выше. В уровне техники достаточно хорошо известны различные компараторы, которые подходят для использования двух аналоговых напряжений для вывода одного двоичного выходного сигнала, указывающего, какое из входных напряжений выше. В качестве примера схемы компаратора может быть упомянут триггер Шмитта. Предпочтительным для опорного значения является применение напряжения к одному входу компаратора с использованием делителя напряжения. Данное опорное значение, предпочтительно соответствует значению напряжения, которое будет показывать второй датчик температуры, в случае если температура поверхности лечебного воздействия равна максимальной температуре. На втором входе компаратора, предпочтительно присутствует выходное напряжение датчика температуры, которое зависит от температуры поверхности лечебного воздействия. Особенно предпочтительный датчик температуры имеет НТК-термистор, т.е. термический резистор. Он имеет отрицательный температурный коэффициент, вследствие чего при увеличении температуры сопротивление уменьшается и поток тока становится выше. Однако также могут быть использованы позисторы, т.е. ПТК-термисторы, имеющие положительный температурный коэффициент, так что при повышении температуры сопротивление увеличивается и поток тока становится ниже.

Если температура поверхности лечебного воздействия повышается, то значение напряжения на компараторе, регулируемое с помощью второго датчика температуры, перемещается в направлении опорного значения напряжения, которое соответствует максимальной температуре. Как только температура превышает максимальную температуру, выходной сигнал на компараторе изменяется двоичным образом. Компаратор предпочтительно встроен в источник питания нагревательных элементов. Иными словами, прежде чем температура поверхности лечебного воздействия достигнет максимального значения, компаратор предпочтительно разблокирует напряжение питания нагревательных элементов. Однако как только температура превышает максимальную температуру, выход компаратора отключается и прерывает подачу питания нагревательным элементам. Когда температура поверхности лечебного воздействия снова падает, компаратор предпочтительно снова разблокирует напряжение питания. В результате, обратимое включение и выключение нагревательных элементов может иметь место только в период времени, в течение которого температура поверхности лечебного воздействия превышает максимальную температуру. В дополнение, может быть предпочтительным, чтобы компаратор мог быть разблокирован устройством управления, когда устройство включено. Таким образом, если не происходит правильный запуск устройства, на этапе настройки происходит конфигурирование компаратора таким образом, что текущая подача нагревательных элементов прерывается.

Предпочтительный вариант реализации описанного аппаратно-реализованного контроллера температуры продемонстрировал особую устойчивость и надежность при испытаниях. Вследствие обратимости защитного переключения и простой конструкции предпочтительный вариант реализации также характеризуется низкими затратами на изготовление и обслуживание.

Благодаря конструкции, независимой от устройства управления и датчика температуры специального назначения, надежная эксплуатация может быть гарантирована даже в случае отказа компонента устройства управления.

В дополнение, аппаратно-реализованный контроллер температуры в описанной форме с использованием компаратора является особенно быстрым, поскольку в компараторах широко используются электронные компоненты, которые отличаются своей надежностью, а также быстродействующей коммутационной способностью. Таким образом, например, доступны компараторы со временем переключения, составляющим наносекунду или меньше. Неожиданным образом было обнаружено, что за счет использования компараторов в схеме представляется возможность создания особенно эффективного механизма защиты от перегрева поверхности лечебного воздействия вследствие их высокой скорости действия.

В предпочтительном варианте реализации изобретения устройство характеризуется тем, что плавкий предохранитель имеет пороговое значение для максимального тока, которое соответствует нагреву поверхности лечебного воздействия до значения от 65 до 70°C, предпочтительно 65°C, в течение 1 с. Испытания показали, что только повышение температуры выше 65°C в течение более 1 с крайне критично для ощущения боли и может привести к повреждению участков кожи. Преимущественно, путем установки плавкого предохранителя для данных значений параметров, плавкий предохранитель не будет запускаться преждевременно в случае не критических повышений температуры поверхности лечебного воздействия. Таким образом, можно повысить экономическую эффективность без ущерба для безопасности. Специалист в данной области техники знает, исходя из электрических параметров нагревательных элементов, какой плавкий предохранитель должен быть выбран для того чтобы гарантировать указанные значения. Для данной цели течение тока может быть измерено при одновременном измерении температуры поверхности лечебного воздействия. В дополнение, особенно предпочтительно использовать быстродействующий плавкий предохранитель, который, предпочтительно реагирует на увеличение тока в течение менее 20 мс. Таким образом, было признано, что даже кратковременное увеличение тока в течение менее 20 мс может привести к повышению температуры в течение более 1 с вследствие тепловой инерции поверхности лечебного воздействия.

По сравнению с невосстанавливаемыми плавкими предохранителями, зависящими исключительно от температуры, которые также функционируют путем плавления, используемый в данном описании плавкий предохранитель, зависящий от тока, имеет несколько преимуществ. В случае невосстанавливаемых тепловых предохранителей, зависящих исключительно от температуры, плавление происходит не при применении тока выше порогового значения, а только при применении внешней температуры, превышающей определенную максимальную температуру. Таким образом, в отличие от невосстанавливаемых, зависящих исключительно от температуры тепловых предохранителей, плавкие предохранители, зависящие от тока, могут реагировать даже до того, как была достигнута определенная нежелательная температура в результате повышенного тока, действующего в течение относительно длительного периода. Подобным образом, невосстанавливаемые, зависящие исключительно от температуры тепловые предохранители всегда требуют определенного времени реакции при наличии внешней температуры, превышающей определенную максимальную температуру. Таким образом, могут возникнуть дальнейшие опасные повышения температуры. В отличие от этого, плавкие предохранители, зависящие от тока, реагируют быстрее и с минимальным временем задержки, связанным с системой.

В предпочтительном варианте реализации изобретения устройство характеризуется тем, что пороговое значение плавкого предохранителя предпочтительно составляет от 1 до 2,5 А, особенно предпочтительно около 2 А. Испытания показали, что в отношении предпочтительных нагревательных элементов указанные пороговые значения гарантируют с особенно хорошей надежностью, что температура поверхности лечебного воздействия будет превышать температуру от 65 до 70°C в течение не более 1 с. Таким образом, можно обеспечить, чтобы температура поверхности лечебного воздействия не входила в диапазон, опасный для здоровья, путем плавления плавкого предохранителя выше 1 до 2,5 А. Таким образом, в случае нормального лечения возникает нормальный ток лечебного воздействия, который составляет менее 2,5 А, предпочтительно 1 А. Если возникает неисправность, например, в случае непрерывного нагрева, будет протекать повышенный ток. В данном случае происходит вмешательство предохранителя, что эффективно предотвращает неконтролируемый нагрев.

Благодаря рациональному выбору максимальной температуры аппаратно-реализованного контроллера температуры при значении от приблизительно 54 до 58°C, предпочтительно при приблизительно 56°C, также можно убедиться в том, что интервал от температуры для запуска плавкого предохранителя на текущее значение выше порогового значения достаточно велик. Например, можно избежать непреднамеренного запуска плавкого предохранителя, который может привести по меньшей мере к замене предохранителя при условии отсутствия серьезной неисправности, в том числе аппаратно-реализованного контроллера температуры при его наличии.

В предпочтительном варианте реализации изобретения устройство характеризуется тем, что поверхность лечебного воздействия имеет толщину от 0,2 до 5 мм, предпочтительно от 0,5 до 2 мм, особенно предпочтительно от 1 до 1,5 мм, и выполнено из материала имеющего теплопроводность при 50°C от 20 до 400 Вт/мК, предпочтительно от 100 до 350 Вт/мК. Теплопроводность (также известная как коэффициент теплопередачи), предпочтительно характеризует тепловые свойства материала, из которого изготовлена поверхность лечебного воздействия. Теплопроводность указывает на количество тепла, проведенного через поверхность лечебного воздействия, когда к ней применяется температурный градиент. В дополнение к теплопроводности, перенос тепла зависит от толщины поверхности лечебного воздействия, размера поверхности лечебного воздействия и разности температур между внутренней частью поверхности лечебного воздействия (контакт с нагревательными элементами) и внешней стороной поверхности лечебного воздействия (контакт с кожей). Теплопроводность, предпочтительно указывают как соотношение передаваемой выходной тепловой мощности в ваттах (Вт) на единицу разности температур в градусах Кельвина (К) и на метр (м). Однако теплопроводность также может быть, предпочтительно указана как соотношение передаваемой выходной тепловой мощности в ваттах (Вт) на единицу разности

температур в милликельвинах (мК). Поскольку теплопроводность также может незначительно изменяться в зависимости от температуры, в настоящем случае опорная температура задана как 50°C. Толщина поверхности лечебного воздействия также предпочтительно означает размер области лечебного воздействия между самой внешней поверхностью, которая контактирует с кожей, и самой внутренней поверхностью, на которой применяются нагревательные элементы.

При толщине поверхности лечебного воздействия от 0,2 до 5 мм, предпочтительно от 0,5 до 2 мм и особенно предпочтительно от 1 до 1,5 мм, в сочетании с предпочтительной теплопроводностью при 50°C от 100 до 350 Вт/мК, имеет место особенно терапевтически эффективное выделение тепла коже. В экспериментальных условиях упомянутые предпочтительные параметры оказались неожиданно рациональными. Например, поверхность лечебного воздействия, разработанная подобным образом, позволяет избежать чрезмерно быстрого выделения тепла на пораженные участки кожи, что может стать причиной неприятных колющих болей. Тем не менее, выделение тепла происходит в течение периода времени, который является достаточно внезапным, чтобы эффективно активировать рецепторы и маскировать зуд. Следовательно, упомянутые параметры представляют собой оптимизированный выбор, который не был очевиден для специалиста в данной области. В дополнение, параметры предпочтительно гарантируют, что во время фазы лечебного воздействия, тепло от поверхности лечебного воздействия будет быстро и эффективно отводиться к частям кожи, так что проявление остаточного тепла не будет представлять опасности.

В предпочтительном варианте реализации поверхность лечебного воздействия содержит керамику или золото. Особенно предпочтительно, чтобы поверхность лечебного воздействия была выполнена из золота или керамики. Такие материалы как керамика и золото, с одной стороны, попадают в предпочтительный диапазон теплопроводности, определенный экспериментальным путем. В дополнение, сами материалы предпочтительно не сохраняют тепло слишком долго, вследствие чего данные материалы нагреваются и снова охлаждаются относительно быстро. Это обеспечивает повышенную безопасность, поскольку можно обеспечить, что после фазы лечебного воздействия тепло от поверхности лечебного воздействия не будет представлять опасность вследствие остаточного тепла. В дополнение, как керамика, так и золото характеризуются высокой биологической совместимостью при предпочтительных температурах лечебного воздействия. При выборе этих материалов предоставляется особенно эффективная возможность избежания аллергических реакций или других побочных эффектов.

В предпочтительном варианте реализации изобретения устройство отличается тем, что область лечебного воздействия окружена индикатором, который светится в зависимости от цикла лечебного воздействия. Например, в качестве индикатора может быть рациональным окружение поверхности лечебного воздействия световодом. Она может быть освещена, например, во время фазы нагрева или во время фазы лечебного воздействия. Было обнаружено, что можно увеличить успех гипертермического лечения путем использования явного, светящегося индикатора положения поверхности лечебного воздействия. Например, визуальная индикация способствует центрированному применению на пораженных участках кожи, вследствие чего тепловой импульс может быть подан на данных участках кожи целевым образом. С освещенным индикатором устройство также может быть использовано в темноте, например, в палатке на улице ночью.

Еще в одном предпочтительном варианте реализации изобретения устройство характеризуется тем, что устройство содержит оптический дисплей или звуковой генератор, который указывает на начало фазы нагрева, достижение температуры лечебного воздействия, продолжительность фазы лечебного воздействия и/или завершение фазы лечебного воздействия с помощью акустического или оптического сигнала. Оптический дисплей предпочтительно может быть выполнен с помощью светоизлучающих диодов (СИД), лампочек, жидкокристаллических (ЖКД) дисплеев или других известных типов оптических дисплеев. Предпочтительно, используется цветовой код, адаптированный к функции. Например, фаза нагрева может быть обозначена оранжевым сигналом, фаза лечебного воздействия - красным сигналом, а конец фазы лечебного воздействия - зеленым сигналом. Генерация акустического сигнала, предпочтительно выполняется динамиком, который предпочтительно издает короткие или более длинные звуковые сигналы. С помощью оптической и/или акустической сигнализации пользователь узнает о состоянии устройства в любой момент фазы подготовки или лечения. Неожиданным образом это служит причиной дополнительного психологического эффекта, который приводит к еще большему уменьшению зуда посредством концентрации на генерируемом сигнале. В дополнение, в предпочтительном варианте реализации значительно повышаются простота и безопасность операции, а также соблюдение пациентом режима лечения. Кроме того, оптическая и/или акустическая сигнализация позволяет вводить дополнительные механизмы безопасности. Например, пользователь может быть быстро и четко проинформирован о том, что температура превысила максимально допустимую. Следовательно, пользователь может удалить поверхность лечебного воздействия с части кожи, прежде чем может произойти повреждение кожи. Было обнаружено, что реакция самозащиты на болевые ощущения значительно медленнее, чем реакция на оптический и/или акустический предупреждающий сигнал, вследствие чего генерация сигнала представляет собой дополнительный эффективный признак безопасности устройства.

В дополнительном предпочтительном варианте реализации устройство содержит водонепроницае-

мый корпус. Корпус предпочтительно представляет собой внешний кожух для устройства, который, в частности, окружает устройство управления и другие электронные компоненты. Предпочтительно, чтобы корпус имел головку корпуса и ручку корпуса, при этом поверхность лечебного воздействия предпочтительно расположена в нижней части головки корпуса. Для контроля и управления температурой поверхности лечебного воздействия корпус предпочтительно имеет вырез в соответствующем положении. В предпочтительном варианте реализации корпус выполнен таким образом, что все вырезы, например, также любые отсеки для аккумуляторов, которые могут присутствовать, являются водонепроницаемыми. Например, для этой цели могут использоваться уплотнители или подходящие прокладки, возможно, сделанные из эластомеров. Однако специалист в данной области техники знаком с множеством других технических возможностей для проектирования водонепроницаемого корпуса. Водонепроницаемая конструкция корпуса представляет собой дополнительный элемент безопасности, поскольку подобным образом можно эффективно избежать повреждения устройства управления или других электронных компонентов вследствие проникновения жидкостей. В дополнение, водонепроницаемый корпус приводит к предотвращению коррозии и, таким образом, увеличивает срок службы устройства.

В частности, изобретение в данном предпочтительном варианте реализации в сочетании с освещенным индикатором также подходит для использования в особых условиях, например, в экспедициях в районах, удаленных от цивилизации, в иногда жарком, влажном климате.

Еще в одном предпочтительном варианте реализации изобретения устройство отличается тем, что устройство содержит блок питания, а также контроллер напряжения, который осуществляет мониторинг напряжения блока питания. В соответствии с изобретением, блок питания предпочтительно обеспечивает электрическую энергию для эксплуатации устройства. Предпочтительными блоками питания являются обычные батареи или перезаряжаемые батареи. Они обычно подают электрическую энергию, обеспечивая постоянный ток. В предпочтительном варианте реализации осуществляется контроль напряжения, подаваемого блоком питания, с помощью контроллера напряжения. В соответствии с изобретением, контроллер напряжения предпочтительно является электрическим переключателем, который может измерять напряжение блока питания и активировать действие, если оно падает ниже заданного порогового значения. Из уровня техники известен ряд вариантов регуляторов напряжения, при этом специалист в данной области техники знает, какой контроллер напряжения подходит для каких типов блоков питания, т.е. особенно для обычных батарей или перезаряжаемых батарей. Предпочтительно, что если контроллер напряжения обнаруживает падение напряжения блока питания ниже определенного значения, он передаст запрос на прерывание (ЗП) на устройство управления, которым предпочтительно является микропроцессор. Если в течение данного времени в эксплуатации находится цикл лечения, т.е. фаза нагрева или фаза лечебного воздействия, запрос на прерывание приведет к завершению цикла лечебного воздействия. Это представляет собой дополнительный механизм безопасности. Таким образом, было обнаружено, что недостаточное напряжение на блоке питания может привести к выходу из строя устройства управления, например, микропроцессора. В данном случае может иметь место то, что регулирование температуры температуры лечебного воздействия не будет выполнено правильно с устройством управления, и произойдет неконтролируемый нагрев поверхности лечебного воздействия. Таким образом, регулятор напряжения также может способствовать повышению безопасности устройства и предотвращению опасности для здоровья, например, в случае неисправной батареи.

В предпочтительном варианте реализации устройство характеризуется тем, что устройство управления содержит микропроцессор. В соответствии с изобретением, микропроцессор, предпочтительно представляет собой устройство для обработки данных, т.е. процессор, характеризующийся небольшими размерами, в диапазоне нескольких мм, и в котором, предпочтительно все структурные элементы процессора расположены на микросхеме или интегральной схеме (интегральная схема, ИС). Предпочтительно, микропроцессор также может быть микроконтроллером, который, в дополнение к процессору, интегрирует дополнительные периферийные элементы на микросхеме и, например, также имеет память данных. Также предпочтительно, чтобы микропроцессор был установлен на электронной плате (печатной плате, ПП). В дополнение к микропроцессору, на ПП также предпочтительно установлены нагревательный элемент и датчики температуры. Данный предпочтительный вариант реализации обеспечивает чрезвычайно компактную, а также устойчивую архитектуру устройства и особенно интеллектуальное регулирование температуры с использованием микропроцессора. Таким образом, микропроцессор может не только оценивать измеренные данные температуры и преобразовывать их в управление нагревательными элементами, но также может быстро и надежно принимать во внимание дополнительные параметры, такие как сообщения об ошибках и вводимые пользователем данные.

В предпочтительном варианте реализации изобретения устройство характеризуется тем, что микропроцессор, нагревательный элемент и по меньшей мере один датчик температуры установлены на печатной плате (ПП), при этом по меньшей мере нагревательный элемент и датчик температуры покрыты защитным лаком. В соответствии с изобретением, защитный лак предпочтительно представляет собой лак или краску, предназначенную для защиты компонентов ПП от воздействий окружающей среды. С этой целью защитный лак действует как электрический изолятор и является водонепроницаемым. Свойство электрической изоляции предпочтительно может быть определено количественно на основе поверхност-

ного сопротивления или сопротивления изоляции поверхности (СИП). СИП предпочтительно может быть измерено, например, с использованием токов утечки между компонентами пластины проводника. Высокое сопротивление соответствует хорошей электрической изоляции. Водонепроницаемость предпочтительно означает, что даже при высокой влажности воздуха или проникновении воды электронные компоненты, покрытые лаком, остаются неповрежденными и не происходит короткого замыкания. Например, водонепроницаемость также может быть определена путем измерения СИП в условиях высокой влажности воздуха. Из уровня техники известны многочисленные защитные лаки предпочтительно подходящие для использования. В качестве примеров можно упомянуть защитные лаки на основе акрилата, силикона или полиуретана. За счет применения защитного лака в области нагревательных элементов и датчиков температуры, они эффективно защищены от отложений, вследствие чего можно избежать неправильных измерений датчиками температуры. С одной стороны, это повышает точность, с которой можно регулировать температуру лечебного воздействия, а с другой стороны, это позволяет избежать перегрева поверхности лечебного воздействия вследствие неточного измерения температуры.

Неожиданным образом, нанесение покрытия на упомянутые компоненты позволяет добиться надежной дополнительной тепловой защиты устройства с использованием особенно простых и экономически рациональных технических средств. Неожиданным образом, установка компонентов на ПП оказалась особенно рациональной для покрытия компонентов.

В предпочтительном варианте реализации изобретения устройство характеризуется тем, что устройство содержит память данных для хранения системных данных и/или сообщений об ошибках. Предпочтительные системные данные содержат счетчик для циклов лечебного воздействия, который предпочтительно подсчитывает использование различных типов циклов лечебного воздействия по отдельности. Например, если можно выбрать более короткий или более длинный цикл лечебного воздействия, это будет учитываться по отдельности. В дополнение, системные данные предпочтительно содержат счетчик загрузки, т.е. счетчик того, сколько раз устройство запускалось, а также информацию о сообщениях об ошибках с текущим состоянием ошибки.

Предпочтительно, следующие сообщения об ошибках могут быть сохранены. "Сброс" показывает, что контроллер напряжения запустил сброс. "Сторожевое устройство" показывает, что в программе встроено программного обеспечения произошел сброс сторожевого устройства, т.е. перезапуск системы на основании ошибки программного обеспечения. Предпочтительно для сообщения об ошибках можно определить программный режим, в котором устройство работало, когда произошла ошибка. "Слишком высокая температура" может указывать на то, что температура, измеренная на датчике температуры, слишком высока или датчик температуры неисправен. "Слишком низкая температура" может указывать на то, что температура, измеренная на датчике температуры, слишком низкая или что датчик температуры неисправен. "Достигнута температура лечебного воздействия" может указывать на то, была ли достигнута желаемая температура лечебного воздействия или произошла ошибка во время фазы предварительного нагрева.

Преимущественно, сохраненные системные данные и сообщения об ошибках могут быть использованы для диагностики и исправления проблем устройства. Например, эти данные могут быть считаны, когда клиент отправляет неисправное устройство. На основании этих данных можно соотнести возникшую ошибку, например, "слишком высокая температура", с дополнительными системными данными о количестве циклов лечебного воздействия или сбросе сторожевого устройства. На основе этих данных можно постоянно оптимизировать функции безопасности устройства на этапе разработки и после него. Возможность того, что устройство содержит хранилище для системных данных и сообщений об ошибках, таким образом, позволяет непрерывно улучшать аппаратные и программные компоненты на основе значимых данных.

В дополнительном варианте реализации устройство характеризуется тем, что в устройстве управления установлена прошивка, которая по меньшей мере управляет регулированием температуры поверхности лечебного воздействия, при этом прошивка содержит сторожевой счетчик (СС), который отслеживает, исполняется ли прошивка. В соответствии с изобретением, прошивка предпочтительно определяется как программное обеспечение, т.е. инструкции для процесса, реализуемого на компьютере, который встроен в устройство управления, предпочтительно в микропроцессор. Иными словами, прошивка предпочтительно содержит программное обеспечение, которое функционально связано с аппаратным обеспечением устройства, т.е., в частности, с нагревательными элементами и датчиками температуры. Предпочтительно, прошивка запускается при запуске устройства и принимает на себя функции мониторинга и управления этими аппаратными компонентами устройства. Таким образом, устройство управления предпочтительно на основе прошивки оценивает, например, данные измерений датчиков температуры и пользовательских вводов для контроля текущей подачи для нагревательных элементов во время цикла лечебного воздействия. В соответствии с изобретением аппаратно-реализованные компоненты предпочтительно являются компонентами, функция которых обеспечивается независимо от правильного исполнения прошивки. Как описано выше, контроллер температуры является аппаратно-реализованным, вследствие чего, его функция, т.е. ограничение максимальной температуры, может выполняться независимо от правильного исполнения прошивки в устройстве управления. Таким образом, даже в случае сис-

темного сбоя прошивки аппаратно-реализованный контроллер температуры может быстро и правильно ограничить максимальную температуру поверхности лечебного воздействия.

В особенно предпочтительном варианте реализации происходит отслеживание прошивки устройства управления с помощью аппаратно-реализованного сторожевого счетчика. Особенно предпочтительно, он является сторожевым таймером. Предпочтительно сторожевой таймер активируется прошивкой перед началом фазы лечебного воздействия. В течение фазы лечебного воздействия прошивка отправит сигнал сторожевому таймеру для его сброса в течение определенного заданного интервала времени. Если сторожевой таймер не сброшен, это предпочтительно приведет к перезапуску прошивки. Интервал времени предпочтительно основан на времени, предполагаемом для выполнения измерения температуры и регулирования нагревательных элементов с помощью прошивки, и может, например, составлять от 2 до 10 мс. Благодаря использованию такого сторожевого таймера представляется возможность преимущественно подтвердить, что по меньшей мере на этапе лечения устройства прошивка функционирует правильно, и производится мониторинг температуры поверхности лечебного воздействия. Благодаря использованию аппаратно-реализованного сторожевого таймера для мониторинга прошивки, предпочтительно, например, с помощью сторожевого таймера, таким образом, предоставляется возможность удостовериться в том, что, если прошивка функционирует неправильно и заданный интервал времени не поддерживается, фаза лечебного воздействия будет прервана. Таким образом, присутствует дополнительный признак безопасности устройства в дополнение к упомянутому выше, который особенно при взаимодействии с аппаратно-реализуемой температурой, обеспечивает, что даже если прошивка не функционирует должным образом, перегрев поверхности лечебного воздействия будет исключен. Тогда плавкий предохранитель присутствует в качестве последнего, дополнительного шага безопасности.

Это обеспечивает то, что лечебное воздействие всегда проводится с оптимизированными параметрами для гипертермического лечения, и в качестве дополнительного барьера безопасности может защитить поверхность лечебного воздействия от перегрева.

Описание фигур

На чертеже изображена общая схема предпочтительного варианта реализации устройства.

Поверхность 1 лечебного воздействия нагревается до температуры лечебного воздействия с помощью по меньшей мере одного нагревательного элемента. Поверхность 1 лечебного воздействия предпочтительно представляет собой контактную накладку, выполненную из керамики или золота. В частности, полупроводниковые элементы, такие как ПТ, более предпочтительно МОП-транзисторы, доказали свою рациональность в качестве нагревательных элементов. В дополнение к их небольшим размерам они характеризуются высокой динамической генерацией тепла и его выделением и особенно быстрым откликом. Регулирование температуры поверхности 1 лечебного воздействия осуществляется с помощью устройства 6 управления, которое предпочтительно является микроконтроллером и управляет подачей тока на нагревательные элементы. Мониторинг температуры поверхности 1 лечебного воздействия осуществляется с помощью первого датчика 4 температуры, который предпочтительно является НТК термистором (термистором с отрицательным температурным коэффициентом). На основании температуры, измеренной датчиком 4 температуры, устройство 6 управления может установить оптимальное течение тока, с целью поддерживать температуру лечебного воздействия постоянной в течение требуемого периода времени. Во время эксплуатации устройства визуальный дисплей 7 предпочтительно LED, и звуковой генератор 8, предпочтительно зуммер, показывают пользователю фазу цикла лечебного воздействия. Таким образом, например, в начале фазы нагрева звуковой генератор 8 может генерировать жужжание, и оптический дисплей 7 может быть освещен. Предпочтительное время лечебного воздействия вводится посредством элемента 9 ввода, который, предпочтительно является кнопочным переключателем. Контроль за различными последовательностями программ и регулированием температуры поверхности 1 лечебного воздействия осуществляется устройством управления. Источник тока или напряжения устройства обеспечивается блоком 13 питания, например батареей.

Если устройство 6 управления для управления температурой поверхности 1 лечебного воздействия, например, вследствие неисправной электроники, аппаратно-реализованный контроллер температуры позволит отключить нагревательные элементы 2 при превышении максимальной температуры. Для этой цели устройство имеет второй датчик 3 температуры, предпочтительно НТК-термистор, который подключен к компаратору 5. Если температура поверхности 1 лечебного воздействия повышается, значение напряжения на компараторе 5, регулируемое с помощью второго датчика 3 температуры, перемещается в направлении опорного значения напряжения, которое соответствует заданной максимальной температуре. Как только температура поверхности 1 лечебного воздействия превышает максимальную температуру, выходной сигнал на компараторе 5 изменяется двоичным образом, прерывая подачу напряжения для нагревательного элемента 2.

В дополнение к аппаратно-реализованному контроллеру температуры устройство также имеет плавкий предохранитель 11, который функционирует в качестве дополнительного элемента безопасности. В течение фазы лечебного воздействия, в случае бесперебойной работы, нагревательные элементы 2 потребляют определенную мощность лечебного воздействия от блока 13 питания. Если дефект приводит к непрерывному нагреву нагревательных элементов 2, подача тока значительно увеличивается. Преиму-

ственно, при максимальном токе срабатывает плавкий предохранитель 11. Таким образом, даже в случае короткого замыкания устройства можно избежать неконтролируемого нагрева поверхности 1 лечебного воздействия. Преимущественно, данный механизм безопасности имеет необходимость вмешательства только в том случае, если регулирование температуры как с помощью устройства 6 управления, так и с помощью аппаратно-реализованного контроллера температуры не функционирует должным образом. Для дополнительного управления блоком 13 питания устройство также содержит устройство 12 для защиты от переплюсовки источника питания и контроллер 10 напряжения, который предпочтительно является супервизором напряжения питания (СНП).

Перечень ссылочных обозначений:

- 1 - поверхность лечебного воздействия;
- 2 - нагревательный(е) элемент(ы);
- 3 - второй датчик температуры для аппаратно-реализованного контроллера температуры;
- 4 - первый датчик температуры для регулирования устройством управления;
- 5 - компаратор аппаратно-реализованного контроллера температуры;
- 6 - устройство управления;
- 7 - оптический дисплей;
- 8 - звуковой генератор;
- 9 - элемент ввода времени лечебного воздействия;
- 10 - контроллер напряжения;
- 11 - плавкий предохранитель;
- 12 - защита от переплюсовки напряжения питания;
- 13 - блок подачи тока.

ФОРМУЛА ИЗОБРЕТЕНИЯ

1. Устройство для гипертермического лечения зуда, содержащее:
 - а) по меньшей мере одну поверхность (1) лечебного воздействия и
 - б) устройство (6) управления для регулирования температуры поверхности (1) лечебного воздействия,
 отличающееся тем, что устройство (6) управления выполнено с возможностью регулировки поверхности (1) лечебного воздействия путем нагрева по меньшей мере одного нагревательного элемента (2) в фазе нагрева до температуры лечебного воздействия от 42 до 56°C и с возможностью поддержки температуры лечебного воздействия в фазе лечебного воздействия в течение периода от 2 до 12 с, при этом аппаратно-реализованный контроллер температуры обратимым образом ограничивает максимальную температуру поверхности (1) лечебного воздействия значением от 54 до 58°C, предпочтительно приблизительно 56°C, и плавкий предохранитель (11) отключает электропитание устройства в случае короткого замыкания или неконтролируемого непрерывного нагрева.
2. Устройство по предыдущему пункту отличающееся тем, что отключение подачи питания на указанный по меньшей мере один нагревательный элемент при превышении максимальной температуры обеспечено аппаратно-реализованным контроллером температуры независимо от регулирования по меньшей мере одного нагревательного элемента устройством управления.
3. Устройство по любому из предыдущих пунктов отличающееся тем, что устройство содержит по меньшей мере один первый датчик (4) температуры для измерения температуры поверхности (1) лечебного воздействия, а устройство (6) управления выполнено с возможностью регулировки температуры по меньшей мере одного нагревательного элемента (2) на основании данных измерения датчика (4) температуры.
4. Устройство по предыдущему пункту отличающееся тем, что аппаратно-реализованный контроллер температуры содержит по меньшей мере один второй датчик (3) температуры для измерения температуры поверхности (1) лечебного воздействия и компаратор (5), при этом компаратор (5) сравнивает температуру поверхности (1) лечебного воздействия с максимальной температурой и, если максимальная температура превышена, прекращает подачу тока по меньшей мере к одному нагревательному элементу (2).
5. Устройство по любому из предыдущих пунктов отличающееся тем, что плавкий предохранитель (11) имеет пороговое значение для максимального тока, которое соответствует нагреву поверхности (1) лечебного воздействия до 65°C в течение 1 с.
6. Устройство по предыдущему пункту отличающееся тем, что пороговое значение плавкого предохранителя (11) предпочтительно составляет от 1 до 2,5 А, в особенности предпочтительно около 2 А.
7. Устройство по любому из предыдущих пунктов отличающееся тем, что поверхность (1) лечебного воздействия содержит керамику и/или золото.
8. Устройство по любому из предыдущих пунктов отличающееся тем, что поверхность (1) лечебного воздействия окружена индикатором, который светится в течение цикла лечебного воздействия.

9. Устройство по любому из предыдущих пунктов отличающееся тем, что устройство содержит оптический дисплей (7) и/или звуковой генератор (8), который указывает на начало фазы нагрева, достижение температуры лечебного воздействия, продолжительность фазы лечебного воздействия и/или завершение фазы лечебного воздействия с помощью акустического и/или оптического сигнала.

10. Устройство по любому из предыдущих пунктов отличающееся тем, что содержит водонепроницаемый корпус.

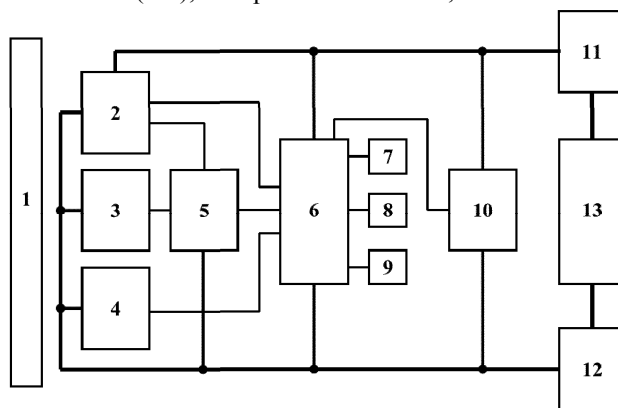
11. Устройство по любому из предыдущих пунктов отличающееся тем, что содержит блок (13) питания, а также контроллер (10) напряжения, который осуществляет мониторинг напряжения блока (13) питания.

12. Устройство по любому из предыдущих пунктов отличающееся тем, что устройство (6) управления содержит по меньшей мере один микропроцессор.

13. Устройство по предыдущему пункту отличающееся тем, что микропроцессор, по меньшей мере один нагревательный элемент (2) и по меньшей мере один датчик (3, 4) температуры установлены на печатной плате (ПП), при этом, по меньшей мере, нагревательный элемент (2) и датчик (3, 4) температуры покрыты защитным лаком.

14. Устройство по любому из предыдущих пунктов отличающееся тем, что устройство содержит память данных для хранения системных данных и/или сообщений об ошибках.

15. Устройство по любому из предыдущих пунктов отличающееся тем, что в устройстве (6) управления установлена прошивка, запускаемая, когда устройство запущено, и управляющая, по меньшей мере, регулированием температуры поверхности (1) лечебного воздействия, при этом устройство (6) управления содержит сторожевой счетчик (СС), который отслеживает, выполняется ли прошивка.



Евразийская патентная организация, ЕАПВ

Россия, 109012, Москва, Малый Черкасский пер., 2