

Термоэлектрическая система для проведения тепловых косметологических процедур на лице

Аннотация

Рассмотрена конструкция системы для проведения тепловых косметологических процедур, исполнительным элементом в которой являются термоэлектрические преобразователи энергии. Приведены результаты экспериментальных исследований ее опытного образца. Натурные испытания показали целесообразность применения системы на практике, возможность использования стандартных термоэлектрических модулей, производимых отечественными фирмами, малую продолжительность выхода на режим, а также низкую инерционность при смене режимов теплового воздействия.

Введение

В настоящее время в практике проведения оздоровительных физиотерапевтических и косметологических процедур все большее распространение получают методы воздействия, основанные на использовании теплового фактора (термо- и криотерапия) [1]. Такое достаточно активное использование указанных методов обусловлено значительным влиянием теплового воздействия на энергетический баланс в организме. Под воздействием тепла кровеносные и лимфатические сосуды расширяются, что улучшает кровообращение. Данное обстоятельство приводит к активизации обмена веществ и качественному насыщению организма питательными веществами и кислородом. Нагрев стимулирует окисление жира, очищает организм, выводя через пот вредные токсины и другие продукты жизнедеятельности, тем самым способствуя улучшению состояния кожи. Криовоздействие обладает сильным омолаживающим эффектом, разглаживает морщины, устраняет распространение угревой сыпи и акне, целлюлитные отложения, сглаживает рубцы, удаляет кожистые образования, папилломы и доброкачественные опухоли. Охлаждающие маски снимают отечность лица, моделируют его форму, разглаживают морщины и улучшают цвет. Криомассаж применяется для укрепления кожи головы и корней волос, эффективно лечит себорею.

Применение теплового воздействия на тело в целом или его части постоянно совершенствуется, дифференцируется и в настоящее время представляет собой ряд апробированных методик, каждая из которых имеет свои показания и противопоказания [2], [3]. Использование теплового воздействия в косметологической практике на сегодняшний день развивается по двум основным направлениям: во-первых, охлаждение либо нагрев всего организма или сравнительно значительных его частей; во-вторых, вовлечение в процесс теплового воздействия менее обширных участков, а также патологически измененных участков для удаления ткани.

Если в первом случае для охлаждения (нагрева) всего организма используются мощные холодильные и тепловые машины (например пароконпресссионные, абсорбционные и т. п.), то для теплового воздействия на отдельные зоны человека могут быть применены системы с меньшей тепло- и холодопроизводительностью на основе других принципов преобразования энергии.

В этих условиях для осуществления локального теплового воздействия с целью проведения косметологических процедур перспективным является применение термоэлектрических систем (ТЭС) [4], отличающихся высокой экологичностью, бесшумностью, надежностью, функциональностью и значительным ресурсом работы, а также возможностью простого перехода с режима охлаждения на режим нагрева и наоборот. Здесь необходимо отметить недостаточность исследований приложения термоэлектрической техники к косметологии в части создания необходимых технических средств для теплового воздействия.

В связи с этим целью рассматриваемой работы является разработка конструкции опытного образца ТЭС для тепловых

оздоровительных косметологических процедур на лицо человека, а также проведение его натурных испытаний.

Материалы и методы

Разработана конструкция ТЭС для тепловых косметологических процедур [5], структурная схема которой представлена на рис. 1.

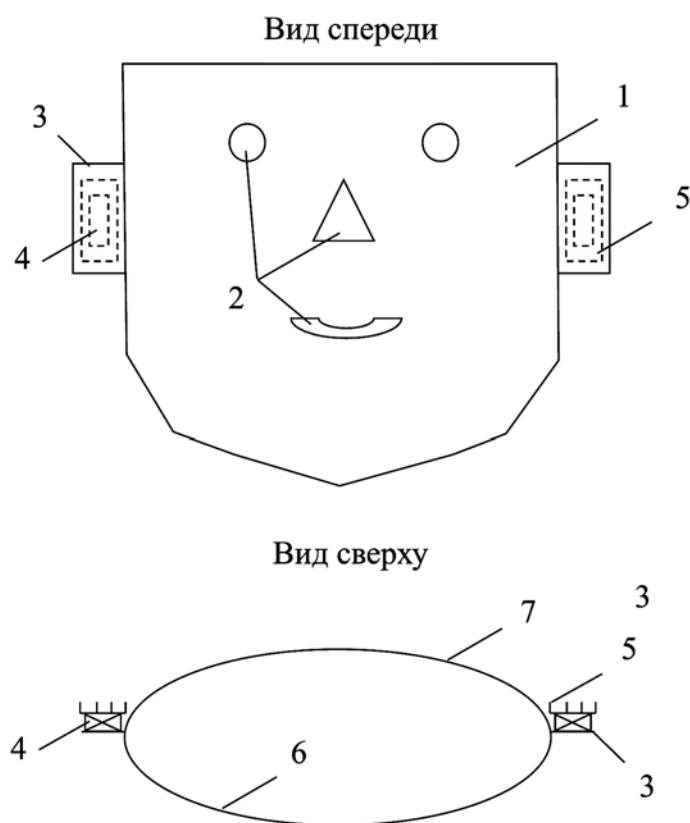


Рис. 1. Структурная схема ТЭС для тепловых косметологических процедур на лице человека (пояснения в тексте)

Опытный образец ТЭС содержит гибкое основание 1 из высокотеплопроводного материала (медная или алюминиевая пластина), выполненное в виде маски, повторяющей контуры лица человека, с отверстиями 2 в области глаз, носа и рта. Боковая поверхность основания 1 имеет выступы 3, отогнутые под углом 90° к основанию 1. Выступы 3 с обеспечением плотного теплового контакта сопряжены с воздействующими спаями термоэлектрических модулей (ТЭМ) 4. Опорные спаи ТЭМ 4 контактируют с воздушным радиатором 5. На поверхности основания 1 имеется тонкая силиконовая прослойка 6, предотвращающая механические повреждения кожи лица при контакте с устройством. 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 К/Вт]. ТЭМ 4 подключаются электрическими проводами к программируемому источнику постоянного тока, реализующему различные режимы работы модулей (охлаждение, нагрев, их чередование). Основание 1 снабжено крепежным приспособлением 7 для плотной фиксации устройства на лице человека.

Перед началом процедуры устройство закрепляется на лице человека, подлежащем тепловому воздействию, с обеспечением плотного контакта за счет эластичных свойств основания и наличия крепежного приспособления. 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 врачом-косметологом, им же производится текущий контроль состояния пациента. Воздушный радиатор предназначен для съема излишка тепла с опорных спаев ТЭМ при охлаждении лица. Равномерное распределение тепла по основанию обеспечивается высокой теплопроводностью материала, из которого оно изготовлено.

Были проведены экспериментальные исследования опытного образца системы. При проведении натурных испытаний опытный образец ТЭС помещали в климатическую камеру с термо-

стируемым рабочим объемом 120 л. Диапазон поддерживаемых температур в камере находился в пределах 283...343 К, при этом погрешность стабилизации температуры не превышала 1 К при относительной влажности 30...98 %. Задаваемая температура и относительная влажность в камере регулировали блоком управления. В качестве ТЭМ использовали модули типа ТВ-71-1.4-1.8, производимые ИПФ «Криотерм» (г. Санкт-Петербург) [6]. Питание ТЭМ осуществлялось источником постоянного электрического тока, в котором значения питающего электрического тока и напряжения контролировались встроенными амперметром и вольтметром. Для снятия температурных характеристик использовали многоканальный измеритель температуры ИРТМ 2402, подключаемый к персональной ЭВМ.

В ходе эксперимента определяли ток и напряжение на ТЭМ, температуры в контрольных точках опытного образца ТЭС, температуру окружающей среды. Измерения температуры проводили посредством медь-константановых термопар 12, опорные спаи которых помещались в сосуд Дьюара, а сигнал снимался измерителем ИРТМ 2402.

Перед проведением эксперимента осуществляли проверку надежности тепловых и электрических контактов. Опыт проводили сериями, по четыре эксперимента в идентичных условиях.

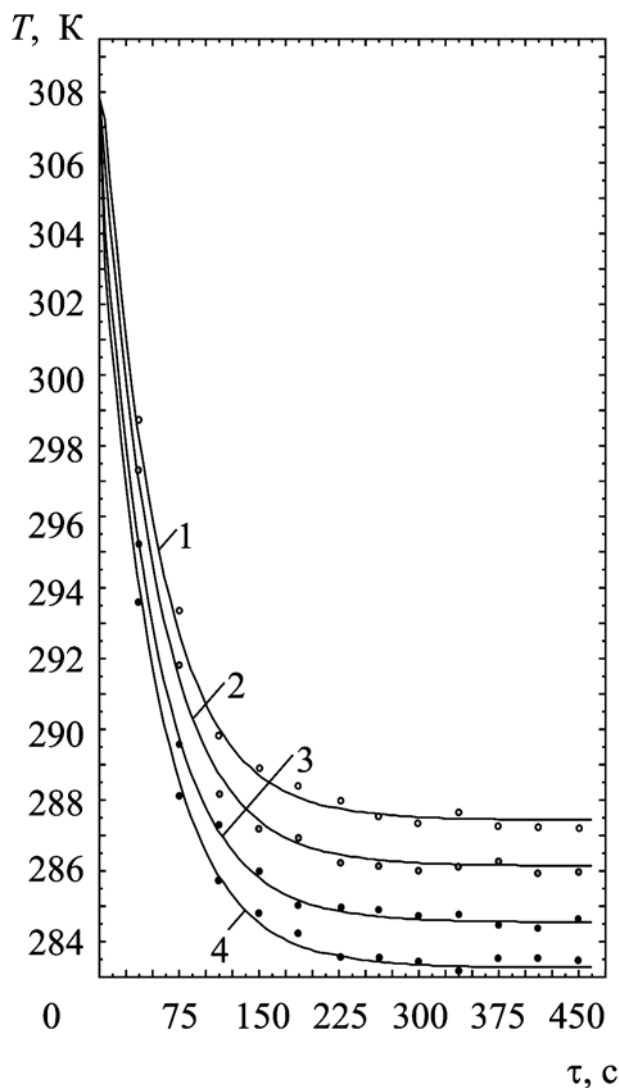


Рис. 2. Изменение температуры имитатора биологического объекта во времени при охлаждающем воздействии для различных значений тока питания ТЭБ: 1 - $I_{ТЭМ} = 2,5$ А; 2 - $I_{ТЭМ} = 3$ А; 3 - $I_{ТЭМ} = 3,5$ А; 4 - $I_{ТЭМ} = 4$ А

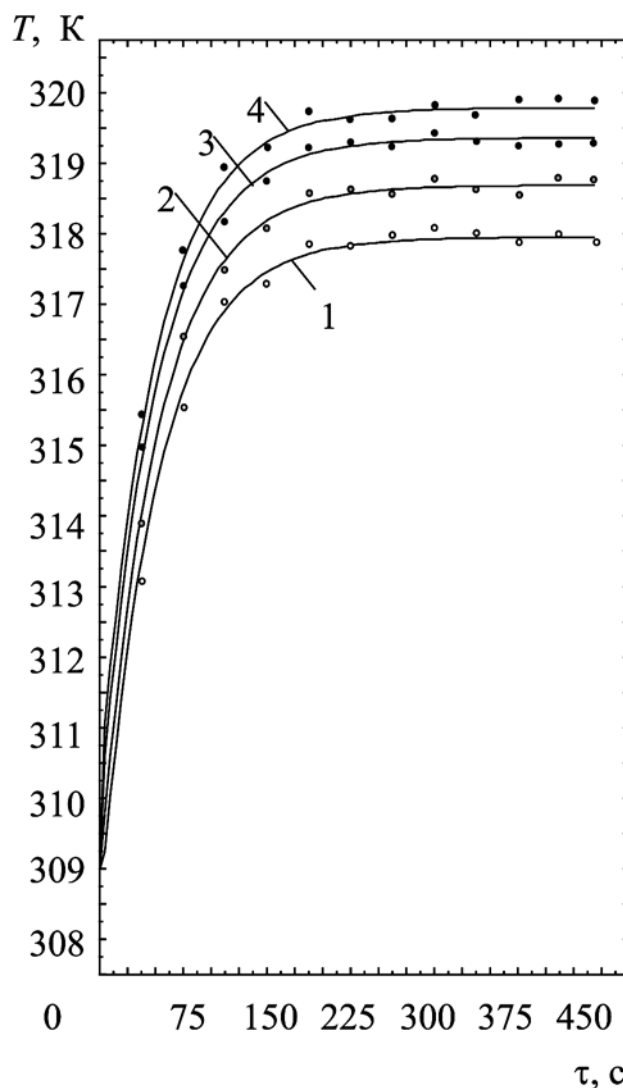


Рис. 3. Изменение температуры имитатора биологического объекта во времени при нагревающем воздействии для различных значений тока питания ТЭБ: 1 - $I_{ТЭМ} = 1$ А; 2 - $I_{ТЭМ} = 1,5$ А; 3 - $I_{ТЭМ} = 2$ А; 4 - $I_{ТЭМ} = 2,5$ А

В процессе проведения натуральных испытаний ТЭС задавали следующие исходные данные:

- температурный диапазон воздействия, К: 278...318;
- температура окружающей среды, К: 295;
- точность статирования температуры, К: 0,5.

Результаты

Основной задачей при проведении экспериментальных исследований являлось определение зависимости изменения температуры в различных точках исследуемой ТЭС от времени при фиксированных значениях тока питания ТЭМ. Важным являлось сравнение полученных экспериментальных данных с результатами численного эксперимента.

На *рис. 2 и 3* представлены зависимости изменения во времени температуры поверхности основания, приводимой в контакт с лицом человека, при охлаждающем и нагревающем воздействии для значений тока питания ТЭМ, соответственно равных 2,5; 3; 3,5; 4 А и 1; 1,5; 2; 2,5 А. Как следует из представленных зависимостей, продолжительность выхода в стационарный режим системы составляет для работы прибора в режиме охлаждения порядка 5 мин и для работы прибора в режиме нагрева – 4 мин. При этом увеличение значения питающего ТЭМ тока приводит соответственно к уменьшению температуры биологического объекта при работе ТЭС в режиме охлаждения

и увеличению его температуры при работе ТЭС в режиме нагрева, что соответствует увеличению холодо- и теплопроизводительности модулей. Так, увеличение питающего ТЭМ тока с 2,5 до 4 А при охлаждении биологического объекта снижает его температуру с 287,5 до 283 К, а при нагреве увеличение тока питания ТЭМ с 1 до 2,5 А увеличивает температуру объекта воздействия с 317,7 до 320 К.

Здесь следует отметить, что представляется целесообразным вывод ТЭС на рабочий режим до проведения косметологических процедур с целью повышения их комфортности. Указанное может быть реализовано путем предварительного охлаждения (нагрева) основания и уже затем, по достижении требуемых температур, его наложения на область лица человека.

С использованием предложенной конструкции ТЭС может быть реализован динамический тепловой режим работы прибора, характеризующийся сменой режимов охлаждения и нагрева в соответствии с задаваемой программой.

Для исследования возможностей ТЭС при реализации такого режима работы получены зависимости изменения температуры имитатора биологического объекта во времени при смене режимов работы прибора, представленные на *рис. 4 и 5*. В первом случае результаты представлены для токов питания ТЭМ 1; 1,5; 2 А, во втором случае – для токов 1,7; 2; 2,3 А. В

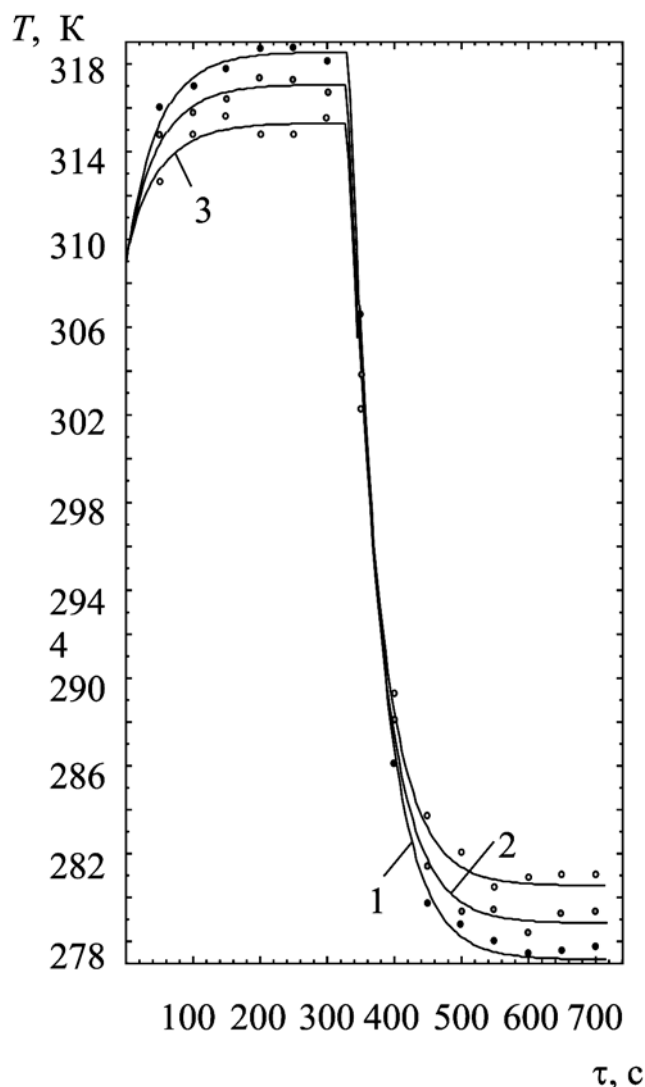
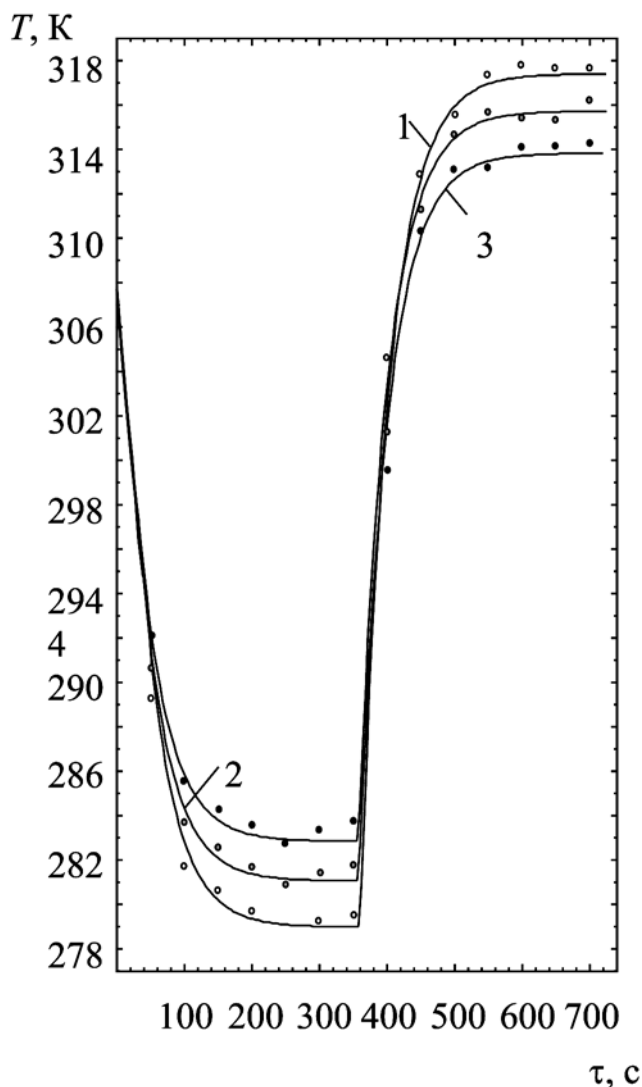


Рис. 4. Изменение температуры биологического объекта во времени при контрастном динамическом тепловом воздействии с переходом ТЭС из режима охлаждения в режим нагрева для различных значений тока питания ТЭМ:

1 – $I_{ТЭМ} = 2 \text{ А}$; 2 – $I_{ТЭМ} = 1,5 \text{ А}$; 3 – $I_{ТЭМ} = 1 \text{ А}$

Рис. 5. Изменение температуры биологического объекта во времени при контрастном динамическом тепловом воздействии с переходом ТЭС из режима нагрева в режим охлаждения для различных значений тока питания ТЭМ:

1 – $I_{ТЭМ} = 2,3 \text{ А}$; 2 – $I_{ТЭМ} = 2 \text{ А}$; 3 – $I_{ТЭМ} = 1,7 \text{ А}$

обоих случаях продолжительность переходного процесса с режима охлаждения на режим нагрева и наоборот составляет порядка 5 мин, что требует дальнейшей оптимизации с целью сокращения продолжительности перехода с одного режима на другой.

Данная оптимизация представляется возможной путем подбора соответствующего типа ТЭМ, характеризующегося большим быстродействием; переходом при переключении ТЭС с охлаждения на нагрев с режима максимального холодильного (отопительного) коэффициента в режим максимальной холодопроизводительности (теплопроизводительности); уменьшением общей теплоемкости конструкции путем подбора соответствующего материала основания; уменьшением общей тепловой инерционности конструкции за счет исключения отдельных зон лица человека и соответственно площади основания из косметологической процедуры (воздействие только на отдельные участки лица человека по мере необходимости); размещением ТЭМ непосредственно в зоне воздействия, а не использованием их для охлаждения (нагрева) всего основания.

Здесь следует отметить, что существующие аналоги, реализующие подобного рода тепловые косметологические процедуры, например косметологические аппараты «Vivax CryoPro» (компания «Vivax», Франция), «ОхОта-5М» (ООО «ОхОта», г. Москва), «Flash 1 Jumbo» (компания «General Project», Италия), обладают более высоким быстродействием (может быть реализована смена режима в пределах десятков секунд). Однако отличительной особенностью данных систем является использование в качестве исполнительного элемента малогабаритного зонда, механически перемещаемого по лицу человека при проведении процедур. При этом высокая скорость смены тепловых режимов воздействия относится только к зоне действия этого зонда в данный момент времени. Если же рассматривать косметологическую процедуру по отношению ко всему лицу пациента либо к большей его части, то реализация контрастного теплового действия будет существенно более продолжительной. Таким образом, отсутствие возможности одновременного охвата больших по площади зон воздействия будет нивелировать преимущество в быстродействии аналогов, снижать эффективность процедур, повышать их продолжительность при охвате всего лица в целом.

По результатам экспериментов проведено сопоставление расчетных и опытных данных. На *рис. 2-5* помимо экспериментальных точек представлены также результаты теоретических изысканий в виде непрерывных линий.

Представленные данные определяют приемлемую точность математической модели ТЭС [7]. Максимальное расхождение расчетных и экспериментальных данных не превышает 8...9%. Наибольшее отклонение расчетных данных от опытных наблюдается на промежутке времени, связанном с выходом прибора на режим, что определяется влиянием окружающей среды и неидеальной тепловой изоляцией системы «прибор – объект воздействия», а также некоторым разбросом параметров ТЭМ и измерительных приборов. При этом в случае охлаждения экспериментальные данные имеют несколько большее значение, чем расчетные, а в случае нагрева – меньшее значение на всем диапазоне измерений. Указанное обстоятельство в основном связано с неидеальностью тепловой изоляции, что не удовлетворяет условиям, принятым в математической модели, и соответственно теплопритокам к системе.

Кроме того, при эксплуатации прибора имеет место несоответствие конфигураций основания и лица человека, что проявляется в наличии зон повышенного давления на одних участках и зазоров между основанием и лицом на других участках. В основном это боковые части лба, назолабиальная область, верхние части щек, подбородок. В обоих случаях будет иметь место некоторое расхождение в результатах эксперимента и расчета, при котором данный фактор не учитывался. При проведении авторами натурных испытаний такое расхождение составило примерно 8% (порядка 1...1,5 К).

ТЭС для тепловых косметологических процедур была апробирована в лечебно-диагностическом центре «Гиппократ» (Республика Дагестан, г. Махачкала), а также в санаторно-

курортном учреждении «Энергетик» (Республика Дагестан, г. Каспийск). Было проведено 37 процедур десяти пациентам, из них двум пациентам с воспалительными процессами в области средней части щеки и в назолабиальной области. В ходе апробации ТЭС были выявлены следующие положительные моменты: повышение оздоровительного эффекта за счет комбинирования теплового контрастного и механического воздействия; снятие воспалительных процессов; оздоровление кожи и ускорение механизма природного восстановления тонуса и тургора тканей лица; разглаживание рельефа кожного покрова; улучшение цвета лица. В ходе апробации разработанной ТЭС случаев осложнений или негативных побочных эффектов не наблюдалось.

Заключение

На основании проведенных исследований могут быть сделаны следующие выводы:

1. На сегодняшний день в косметологической практике все большее распространение получают методы воздействия, основанные на использовании теплового фактора (охлаждение и нагрев биологического объекта).

2. Среди существующих методик тепловых косметологических процедур эффективным является использование технических средств, выполненных на базе термоэлектрических преобразователей энергии.

3. Разработана ТЭС для теплового косметологического воздействия на лицо человека, исполнительными элементами в которой являются ТЭМ, дающие возможность сочетать в едином приборе режимы охлаждения и нагрева.

4. Проведены натурные испытания разработанной ТЭС на экспериментальном стенде, в результате которых получены зависимости изменения температуры в различных точках исследуемой системы от времени при фиксированных значениях тока питания ТЭМ.

5. В результате экспериментальных исследований установлено, что в качестве ТЭМ в системе могут быть использованы стандартные модули, производимые отечественными фирмами.

6. Продолжительность выхода на режим ТЭС составляет порядка 4...5 мин, поэтому представляется целесообразным вывод ТЭС на рабочий режим до проведения косметологических процедур путем их предварительного охлаждения или нагрева.

7. При реализации динамических тепловых режимов работы ТЭС предполагается использование программируемого источника энергии.

8. В рамках эксперимента установлено, что продолжительность переключения ТЭС с режима охлаждения в режим нагрева и наоборот составляет 5 мин, что требует дальнейшей оптимизации конструкции за счет использования более совершенных типов ТЭМ, варьирования режимов работы ТЭМ, а также уменьшения общей теплоемкости конструкции прибора.

9. Проведенные экспериментальные исследования соответствуют проведенным расчетам, при этом максимальное расхождение в экспериментальных и теоретических данных не превышает 9%.

10. ТЭС была апробирована в косметологической практике, при этом после проведения 37 процедур для десяти пациентов наблюдались положительные эффекты в части оздоровительного, омолаживающего воздействия на кожу, а также снятия воспалительных процессов.

Список литературы:

1. Ежов В.В. Физиотерапия и физиопротекция как методы и средства сохранения и восстановления здоровья // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. 2011. № 4. С. 33-36.
2. Боголюбов В.М., Улащик В.С. Комбинирование и сочетание лечебных физических факторов // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. 2004. № 5. С. 39-45.

3. Зубкова С.М. Роль тепловой компоненты в лечебном действии физических факторов // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. 2011. № 6. С. 3-10.
4. Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Юсуфов Ш.А., Аминов Г.И. Приборы для локального температурного воздействия на человеческий организм // Известия вузов. Северо-Кавказский регион. Технические науки. 2003. № 2. С. 3-6.
5. Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Хазанова М.А., Евдулов Д.В., Абдулхакимов У.И., Ахмедов Б.И. Термоэлектрическое устройство для косметологических процедур на лицо человека / Патент РФ на изобретение № 2562509; опубл. 10.09.2015 г. Бюл. № 25.
6. <http://www.kryotherm.ru>.
7. Евдулов О.В., Абдулхакимов У.И. Модель термоэлектрической системы для проведения тепловых косметологических процедур // Вестник ДГТУ. Технические науки. 2015. № 38. С. 28-37.

Тагир Абдурашидович Исмаилов,
д-р техн. наук, профессор,
ректор,
Умар Ильманович Абдулхакимов,
аспирант,
Денис Викторович Евдулов,
канд. техн. наук, ст. преподаватель,
Олег Викторович Евдулов,
канд. техн. наук, доцент,
ст. преподаватель,
кафедра теоретической
и общей электротехники,
ФГБОУ ВО «Дагестанский государственный
технический университет»,
г. Махачкала, Дагестан,
e-mail: dstu@dstu.ru

Н.А. Корневский, С.Ф. Яцун, А.С. Яцун, В.В. Дмитриева

Экзоскелет с биотехнической обратной связью для вертикализации пациентов

Аннотация

Рассматривается вариант технической реализации экзоскелета, осуществляющего вертикализацию людей с повреждением опорно-двигательного аппарата, управляемого как оператором, так и биосигналами, снимаемыми с пациента.

На сегодняшний день в России насчитывается значительное число больных с повреждением опорно-двигательного аппарата. Один из способов реабилитации таких больных – применение индивидуальных экзоскелетов, позволяющих осуществлять сложные виды движения, такие как вертикализация пациента, приседания, ходьба и др. В настоящее время имеются изделия, обеспечивающие с помощью ассистента движение пациента в некоторых режимах. Однако самостоятельное перемещение экзоскелета с сохранением устойчивости представляется сложной задачей, так как пока не существует эффективных алгоритмов управления, обеспечивающих устойчивое перемещение пациента в экзоскелете в процессе вертикализации; открытыми остаются вопросы математического моделирования поведения пациента в экзоскелете. Не развиты методы измерения характера движения отдельных элементов механической части экзоскелета и силового взаимодействия стопы с опорной поверхностью [1]. Отсутствуют методики проектирования таких сложных систем, а также методики синтеза параметров регулятора системы автоматического управления приводами. Все это сдерживает дальнейшее развитие экзоскелетов-вертикализаторов и внедрение их в медицинскую практику.

В предлагаемой работе сделан определенный шаг в совершенствовании существующих реабилитационных экзоскелетов.

В ходе специально проведенных исследований на базе Юго-Западного государственного университета была разработана математическая модель экзоскелета, позволяющая определить в реальном масштабе времени моменты, действующие в электроприводах экзоскелета, которые обеспечивают заданное движение пациента [2].

Движение каждого звена экзоскелета описывается тремя обобщенными координатами: x_{Ci} , y_{Ci} , φ_i , где x_{Ci} , y_{Ci} – координаты центра масс звена; φ_i – угол наклона i -го звена к положительному направлению горизонтальной оси. В управляемых шарнирах экзоскелета действуют моменты $M_i = M_{i,i-1} + M_i^m$, равные сумме моментов, генерируемых электроприводами $M_{i,i-1} = C_i^e I_i$ и мышцами человека:

$$M_{i,i-1}^m = \sum_0^n a_j \varphi_{j,j-1}^j + \sum_0^n b_j \dot{\varphi}_{j,j-1}^j, \quad (1)$$

где C_i^e , a_j , b_j , I_i , $\varphi_{j,j-1}^j$, $\dot{\varphi}_{j,j-1}^j$ – постоянные электродвигателей, мышц человека, токи в контурах электродвигателей, относительные углы поворота, относительные угловые скорости; n – показатель степени полинома. Предполагается, что если нижние конечности травмированы, то $M_{i,i-1}^m = 0$.

Полученные дифференциальные уравнения движения экзоскелета и аналитические выражения для определения реакций в точках касания ступни достаточно подробно описаны в работе [3] и позволяют определить значения управляющих моментов в зависимости от вида задающих функций $\varphi_i(t)$, а также временные зависимости реакций со стороны шероховатой опорной поверхности.

Необходимо отметить, что если $M_{i,i-1}^m = 0$, то движение пациента происходит под действием электроприводов экзоскелета, а когда $M_{i,i-1} = 0$ и $M_{i,i-1}^m \neq 0$, пациент движется под действием мышц. В общем случае в подеме пациента могут принимать участие как электроприводы, так и мышцы. Поэтому система управления должна обеспечивать контроль за моментами электроприводов, скоростью и ускорением звеньев при подеме пациента и обеспечивать гарантированное устойчивое положение. Эти условия обеспечиваются адаптивным алгоритмом формирования управляющих напряжений $u = [u_1 \dots u_3]^T$ с учетом корректировки задающих воздействий. На рис. 1 представлена структурная схема системы автоматического управления, реализующая разработанный алгоритм.

В этой схеме приняты следующие обозначения: $\vec{\varphi}^* = [\varphi_2^*, \varphi_3^*, \varphi_4^*]^T$ – вектор углов, определяемых математической моделью; $\vec{\varphi} = [\varphi_2, \varphi_3, \varphi_4]^T$ – вектор углов, полученных в результате обработки сигналов с датчиков; $\vec{N} = [N_1, N_2]^T$ – вектор модулей нормальных реакций, измеренных датчиками давления, размещенными на стопах; $\vec{u} = [u_1 \dots u_3]^T$ – вектор управляющих напряжений, подаваемых на приводы; $\vec{I} = [I_1 \dots I_3]^T$ – вектор токов, протекающих в обмотках якорей электроприводов; $\vec{e} = \vec{\varphi} - \vec{\varphi}^*$ – ошибка; $\vec{M} = [M_{12}, M_{23}, M_{34}]^T$ – моменты, создаваемые электроприводами.

Алгоритм управления представляет собой последовательность операций, позволяющих получить значения управляющих моментов $M_{i,i-1}$, обеспечивающих движения звеньев экзоскелета по заданным траекториям.