

ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ПРИБОРОСТРОЕНИЯ ДЛЯ БИОЛОГИИ И МЕДИЦИНЫ

МЕДИКО-ФИЗИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ПАРАМЕТРОВ ВОЗДЕЙСТВИЯ И КОНСТРУКЦИИ ПРОТОТИПА ФИЗИОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО АППАРАТА ДЛЯ КОМПЛЕКСНОГО ЛЕЧЕНИЯ СУХИМ ТЕПЛОМ

Долгов Н. С. — ст. лаб., ГБУЗ МО МОНИКИ им. Владимирского, Москва. E-mail: dolgov@medphyslab.com
Дубинская А. Д. — к.п.н, доцент, Международный университет восстановительной медицины, Москва. SPIN-код: 6836-2820. E-mail: adubinskaya@revitonica.ru
Рогаткин Д. А. — д.т.н., зав. лабораторией медико-физических исследований, ГБУЗ МО МОНИКИ им. М.Ф.Владимирского, Москва. SPIN-код: 9130-8111. E-mail: rogatkin@monikiweb.ru
Скиба Н. Д. — ген. директор, ООО «ОДС-МЕД», Пущино. SPIN-код: 2015-7917. E-mail: skiba@ods-med.ru

PHYSICAL BASES OF INSTRUMENTATION FOR BIOLOGY AND MEDICINE

MEDICAL AND PHYSICAL SUBSTANTIATION OF EXPOSURE PARAMETERS AND THE DESIGN OF A PROTOTYPE PHYSIOTHERAPY DEVICE FOR COMPLEX TREATMENT BY DRY HEAT

Dolgov N. S. — Sen. lab. Ass., MONIKI named after M.F. Vladimirsky, Moscow. E-mail: dolgov@medphyslab.com
Dubinskaya A. D. — PhD, MD, Associate Professor, International University of Restorative Medicine, Moscow. SPIN-code: 6836-2820. E-mail: adubinskaya@revitonica.ru
Rogatkin D. A. — PhD, Sci. Dr., Head of laboratory of medical and physics research, MONIKI named after M.F. Vladimirsky, Moscow. SPIN-code: 9130-8111. E-mail: rogatkin@monikiweb.ru
Skiba N. D. — Gen. director, LLC «ODS-MED», Moscow region, Puschino. SPIN-code: 2015-7917. E-mail: skiba@ods-med.ru

doi: 10.25210/jfop-2501-XPTYWJ | edn: XPTYWJ

УДК/UDC 536.33+615.832 © Авторы/Authors, 2025

Поступила 24 декабря 2024 г.

Received December 24, 2024

Принята к печати 27 июня 2025 г.

Accepted June 27, 2025

Аннотация

Проанализированы современные технологии и методики использования сухого тепла в медицине, показания и противопоказания к применению тепла, биофизические механизмы лечебного действия тепла при проведении процедур физиотерапии. Определены основные физические параметры воздействия для создания поверхностного и объемного тепловыделения с необходимой для достижения положительного лечебного эффекта мощностью. Показано, что плотность мощности, подводимая к тканям и органам для обеспечения требуемого лечебного эффекта, для большинства процедур находится в диапазоне 20...50 мВт/см². Разработан и создан на этой основе прототип нового физиотерапевтического аппарата для лечения сухим теплом,

Abstract

Modern technologies and methods of using dry heat in medicine, indications and contraindications to the use of heat, biophysical mechanisms of the therapeutic effect of heat during physiotherapy procedures are analyzed. The main physical parameters of the effect have been determined to create surface and volumetric heat generation with the power necessary to achieve a positive therapeutic effect. It is shown that the power density supplied to tissues and organs to create dry therapeutic heat is in the range of 20-50 mW/cm² for most procedures. A prototype of a new physiotherapy device for dry heat treatment has been developed and created on this basis, which allows the user to create simultaneously or separately, surface heating of the skin and diathermy of the inner layers of the skin and



который позволяет создавать одновременно или раздельно по выбору пользователя поверхностный нагрев кожи за счет аппликации на кожу электронагревателя и диатермию внутренних слоев кожи и подкожных тканей и органов, включая кровь, за счет действия инфракрасного (ИК) излучения, проникающего вглубь тканей. Для этого разработан тканевый электронагреватель в виде ячеистой термоэлектрической структуры с отверстиями-окнами для выхода ИК излучения светодиодов. Получены предварительные положительные результаты научно-клинических исследований применения созданного прибора для стимулирования биоэлектрической активности жевательных мышц (*m. masseter*) при проведении оздоровительного и косметического массажа.

Ключевые слова: физиотерапия, теплолечение, кожа, фасции, инфракрасное излучение, гибкий электронагреватель

subcutaneous tissues and organs, including blood. A heater in the form of a cellular thermoelectric structure has also been developed, and holes-windows for the output of IR LEDs have been formed. Preliminary positive results of scientific, clinical studies with a device prototype for dry heat effect and bioelectric activity of masticatory muscles (*m. masseter*) during wellness and cosmetic massage are obtained.

Keywords: physiotherapy, heat treatment, skin, fascia, infrared radiation, flexible electric heater

Введение

Теплолечение (термотерапия) — раздел физиотерапии, в котором с лечебно-профилактическими целями используют в качестве фактора действия тепло [1]. При определенных уровнях тепло действует мягко, расслабляюще и оказывает ощутимый лечебный эффект. Применение для лечения нагретых тел (песок, камни), а также тепла от открытого огня и Солнца известно с древних времен. Именно врачи древнего мира (один из них — врач Гален, II век н.э.) заложили основы науки о теплоте и ввели в обиход медицины и физики такие базовые ее понятия, как температура и градус [2]. Резиновая грелка с теплой водой — одно из самых популярных приспособлений в домашнем самолечении на протяжении многих столетий. Однако ее существенный недостаток, как и других предварительно нагретых тел и веществ, — слабо контролируемые параметры воздействия, сильный нагрев сразу на старте процедуры и естественное остывание (уменьшение теплового воздействия) в процессе процедуры.

Механизм лечебного действия тепла складывается из местных (очаговых) и общих (системных) реакций организма [3, 4]. Первые проявляются в усилении кровообращения в зоне нагрева, потоотделения, в стимуляции лимфатического дренажа, усилении обменных и нервнотрофических процессов, что в целом обуславливает противовоспалительный, обезболивающий, регенерирующий и «рассасывающий» эффекты. Общие реакции связаны с рефлекторно-гуморальным влиянием на нервную, сердечно-сосудистую, эндокринную и другие системы организма. Например, кровоток в коже при нагреве может возрасти многократно. Это ведет к перераспределению крови в организме, выходу ее из депо, стимуляции сердечной деятельности. В целом, термотерапия эффективна при артритах, подагре, остеохондрозе, невралгиях, миозитах. Хорошо зарекомендовала себя при посттравматических состояниях: переломы на поздних стадиях, контрактуры мышц и суставов, в том числе для снижения болевых ощущений и ускорения заживления, что актуально сегодня для военных. В основные показания также входят: полиартриты, гематома в стадии рассасывания, туннельный синдром, ревматизм. Но есть, конечно, и противопоказания. В первую очередь — склонность к кровотечениям, гнойно-воспалительные процессы микробной этиологии, онкология [3–7].

Различают термотерапию общую и локальную, поверхностную и диатермию, т.е. прогрев тканей и органов на глубине [1]. Самой распространенной процедурой локального нагрева в клиниках является сегодня аппликация нагретых тел и веществ: парафина (парафинотерапия), озокерита и др. Теплые маски из минеральных масел и грязей широко применяются в косметологии, курортологии, оздоровительной медицине [4]. Они положительно влияют на кожу, мышцы и суставы, кровеносные сосуды и связки, способствуют избавлению от судорог, артрических и мышечных болей, радикулита. Для поверхностной термотерапии в последнее время используются и электрогрелки. Они бывают разных форм: в виде воротника, пояса, сапожек. Их преимущества очевидны: не вызывают аллергии, не остывают во время процедуры, регулируется температура нагрева, не требуется подготовка к работе.

При общей же термотерапии тепло направлено не на участок, а полностью на всю поверхность тела. К общей термотерапии относятся баня, сауна, грязевые и парафиновые обертывания, термоодеяло, SPA-капсула. Такие воздействия более интенсивно влияют на метаболические процессы, в разы усиливают кровоток и лимфатический дренаж. Потоотделение может достигать до 2 л за сеанс, а с потом выделяются дериваты обмена, что облегчает работу почек [5]. Однако поверхностное тепло, прежде всего, действует на кожу и на подкожные ткани, но не на весь организм. Тепло идет с поверхности кожи вглубь, поэтому интенсивность его убывает по толщине за счет уноса тепла с током крови и перераспределения в стороны посред-

ством механизма теплопроводности эпидермиса, дермы, подкожных тканей. Поэтому прогрев внутренних тканей и органов с поверхности кожи не всегда эффективен.

Для прогрева на глубине используются более сложные приборы — генераторы высокочастотных электромагнитных полей, в том числе лазеры, а также источники некогерентного инфракрасного (ИК) излучения [1–3]. Создаваемые ими поля способны проникать сквозь кожу и поглощаться внутренними тканями и органами, что и обеспечивает тепловыделение внутри тела. Однако, в отличие от электрогрелок, эти устройства более сложны и дороги. На рынке сегодня практически нет дешевых приборов для диатермии, которые можно использовать дома. И совсем нет универсальных аппаратов, обеспечивающих одновременно или по выбору пользователя и поверхностный нагрев, и диатермию.

Данное исследование было направлено на восполнение указанного пробела. Были проанализированы и определены основные необходимые параметры воздействия для лечения теплом. С их учетом обоснован и разработан прототип доступного отечественного физиотерапевтического прибора для одновременной диатермии и поверхностной термотерапии. Получены предварительные положительные результаты научно-клинических исследований, проведенных с прототипом созданного прибора по изучению влияния сухого тепла на коррекцию мышечного гипертонуса при проведении оздоровительного и косметического массажа. Хотя в фундаментальном плане разработка таких медико-технических устройств не видится сегодня сложной научно-инженерной проблемой, однако для его создания необходимо сформулировать функциональные и технические требования.

1. Материалы и методы решения задач

Результаты анализа существующих технологий и методов использования сухого тепла в медицине, показаний и противопоказаний к применению тепла, биофизических механизмов лечебного действия тепла и необходимых параметров воздействия при проведении процедур физиотерапии позволили сформулировать основные задачи необходимых исследований и разработок, а также пути и методы их решения. Это: теоретическое обоснование основных медико-технических характеристик создаваемого физиотерапевтического прибора, разработка идеологии и конструкции прибора, удовлетворяющего этим требованиям, создание работоспособного прототипа прибора и тестирование его работы в ходе проведения пилотных научно-клинических исследований.

В ходе разработки электронной схемы прибора использовались стандартные методы схемотехники, проектирования и конструирования электронных узлов и блоков приборов. Нагревательные элементы прибора разрабатывались и создавались на основе технологий текстильного производства и технологий инфракрасной техники и фотоники.

Пилотные научно-клинические исследования были выполнены на клинической базе кафедры восстановительной медицины и реабилитации Московского университета восстановительной медицины. В исследование было включено 10 практически здоровых женщин (медиана возраста — 49 лет), которые обращались в клинику для получения процедур миофасциального массажа лица и шеи. Нейрофизиологическое исследование включало в себя проведение интерференционной электромиографии на аппарате «Нейро-МВП-Нейрософт». С целью обезжиривания перед установкой электродов кожа участников исследования обрабатывалась марлевой салфеткой, смоченной 70% раствором этилового спирта. Оценивалась средняя амплитуда биоэлектрической активности лицевых мышц, а также степень биоэлектрической активности жевательных мышц (*m. masseter*) до воздействия сухого тепла, а также через 1, 5 и 10 минут после проведения процедуры.

2. Механизмы лечебного действия тепла

Согласно данным литературы, сегодня известно несколько теплофизических и биофизических механизмов, посредством которых реализуется лечебный эффект от действия тепла [3, 4]. С точки зрения физики тепловое взаимодействие — один из способов передачи внутренней энергии от одного тела (устройства), более нагретого, другому телу, менее нагретому. Температура тела характеризует среднестатистическую внутреннюю энергию теплового движения молекул [2]. Известно, что все химические реакции и биохимические процессы сопровождаются поглощением или выделением энергии. Есть реакции, требующие для своего протекания внешних затрат энергии (эндотермические), а есть реакции, протекающие с выделением избыточной внутренней энергии в окружающее пространство (экзотермические). Поскольку любой организм, даже одноклеточный, во многом представляет собой биохимическую молекулярную систему, жизнедеятельность такой системы и практически все процессы в ней определяются разными биохимическими реакциями (окисления, синтеза белка и т.д.). Не переставая, происходит целенаправленный обмен веществ (процесс метаболизма), идут процессы разрыва одних химических связей и образования других.

А значит, — постоянно выделяется и поглощается энергия. Теплолечение с этих позиций — локальное добавление внешней энергии для ускорения протекания и усиления локальных реакций внутри организма в зоне воздействия, для изменения констант термохимических реакций в тканях и органах [6, 7]. При повышении температуры ткани на 1 °С интенсивность обменных процессов в тканях возрастает приблизительно на 10% [4].

Как результат, в зоне воздействия тепла наблюдается усиление кровообращения, потоотделения, стимулируется лимфатический дренаж, усиливаются и ускоряются обменные и нервно-трофические процессы, что в целом обуславливает противовоспалительный, обезболивающий, антиспастический, восстанавливающий, регенерирующий и «рассасывающий» эффекты [1, 5]. Снижается тонус мышц, в том числе гладких мышц кровеносных сосудов [6]. Соответственно, снижается периферическое сосудистое сопротивление [4]. Для достижения такого минимального лечебного действия достаточно повысить температуру ткани на 3...5 °С [4, 5] на время 5...15 минут [3, 4]. Под влиянием этого тепла повышается проницаемость гистогематических барьеров и клеточных мембран, что благоприятно сказывается на течении обменно-трофических процессов, а также приводит к обратному развитию дегенеративно-дистрофических нарушений, ускорению диффузии веществ и кислорода в коже, подкожно-жировой клетчатке и подлежащих тканях. Происходит усиление ферментативных и свободно-радикальных процессов. При диатермии наиболее сильно нагреваются кровь, лимфа, мышцы и другие богатые водой ткани. Температура в них может подниматься и на 4...6 °С при сравнительно низком нагреве кожи и подкожно-жирового слоя [3, 6].

На уровне организма даже при локальном нагреве проявляются и общие системные рефлекторные реакции, связанные с рефлекторно-гуморальным влиянием на нервную, сердечно-сосудистую, эндокринную и другие системы организма [3, 5]. При небольших по площади и интенсивности воздействиях реакции в основном формируются по типу дермато-висцерального или висцеро-висцерального рефлексов на сегментарном уровне [3].

А совсем недавно в работе [8] было дано подробное медико-физическое обоснование еще одного интересного механизма действия тепла, связанного с высвобождением кислорода из оксигенированного гемоглобина крови в области нагрева. Известно, что при патологиях различных органов происходит снижение концентрации кислорода в тканях ниже значения, обеспечивающего нормальный уровень метаболизма клеток. Температура является важным параметром, влияющим на степень сродства гемоглобина к кислороду. При нагреве крови даже на 1...2 °С кривая диссоциации оксигемоглобина заметно смещается вправо [10]. При этом происходит дополнительное высвобождение кислорода в мелких артериях и капиллярах и его ускоренная диффузия в ткани. Транспорт кислорода — одна из основных функций крови, и процесс высвобождения кислорода очень чувствителен к температуре. В том числе и поэтому кислородный эффект считается одним из доминирующих в методах лазерной физиотерапии [7, 9].

3. Необходимые параметры воздействия

В разработанном физиотерапевтическом приборе используется контактный нагрев поверхностных слоев кожи за счет применения гибких электрических нагревателей из электропроводящей углеродной ткани, помещенной в диэлектрический чехол. Однако в отличие от существующих «электронных грелок», в приборе одновременно возможен прогрев и внутренних слоев кожи, дермы, мышечных и костных тканей под нагревательным элементом за счет использования проникающего ИК излучения в диапазоне длин волн окна прозрачности биотканей 850 ± 20 нм. Для создания диатермии в компактном физиотерапевтическом приборе обычные электромагнитные индукторы высокочастотных полей (УВЧ, СВЧ) не пригодны из-за их большого размера. Поэтому в создаваемом приборе используются ИК светодиоды большой мощности. Такое сочетание поверхностного нагрева и диатермии дает более сильный и равномерный по глубине тканей гиперемический сосудистый ответ в области воздействия, чем просто поверхностный нагрев. Например, в области шеи прогревается и кожа по всей толщине, и шейные мышцы, и шейные позвонки с межпозвоночными дисками. Однако для достижения такого эффекта необходим правильный выбор мощности тепловыделения электронагревателей и излучения ИК светодиодов.

Для решения задачи контактного нагрева одного тела другим, расположенным на его поверхности, можно использовать уравнение теплового баланса. В любой теплоизолированной системе тел количество теплоты, отданное одними телами, равно количеству теплоты, полученному другими телами. Кроме того, для кожи дополнительно необходимо брать в расчет кровообращение и лимфатический дренаж. Одна из функций кожи заключается в обеспечении теплообмена организма с внешней средой. В общем случае внутри тела в ряде органов (в прямой кишке, головном мозге и пр.) температура поддерживается на уровне 37...38 °С даже в норме [10]. Существует постоянное метаболическое выделение тепла в тканях и органах, усиливающееся при физических нагрузках. Всё это требует непрерывного отвода тепла во внешнюю среду

во избежание перегрева. Эта функция во многом реализуется за счет кровообращения. К элементу объема кожи постоянно притекает нагретая в норме до 37...37.5 °С артериальная кровь, которая отдает тепло в дерме по мере движения по артериолам к капиллярам, далее по капиллярам, венулам и венам к сердцу, остывая при этом, особенно в конечностях, на несколько градусов [11]. Это тепло распространяется к поверхности кожи, которая в норме в зависимости от участков тела имеет температуру на 1...2 °С ниже температуры крови, порядка 35...36 °С. С кожи тепловая энергия уходит в окружающую среду за счет воздушного конвективного теплообмена, испарения влаги с поверхности кожи, излучения по закону нагретых тел и т.п. [12]. В норме и покое примерно на 85% отвод тепла от тела обеспечивается кожей с использованием терморегуляторной функции крови [11]. Остальная часть тепла отводится с выдыхаемым воздухом и парами влаги в нем. Одним словом, кожа в обычном состоянии с точки зрения теплообмена выступает в роли основного радиатора охлаждения для всего организма.

В целом, теплообмен в коже (1) — достаточно сложный, но во многом изученный и понятный физический процесс. Тепловой баланс в выделенном элементарном объеме кожи в условиях теплового равновесия может быть описан уравнением:

$$Q_{01} + Q_{\text{кровь}+} + Q_{\text{мет}} + Q_{\text{конд}_в} = Q_{02} + Q_{\text{конв}} + Q_{\text{исп}} + Q_{\text{изл}} + Q_{\text{конд}_с} + Q_{\text{кровь}-} \quad (1)$$

где Q_{01} — запасенный в коже базовый уровень тепловой энергии до подвода тепла; Q_{02} — остаточный уровень тепловой энергии в коже после теплоотдачи; $Q_{\text{кровь}+}$ и $Q_{\text{кровь}-}$ — приходящая и отводимая с током крови тепловая энергия, причем в обычных условиях кровь приносит тепло к коже, т.е. $Q_{\text{кровь}+} > Q_{\text{кровь}-}$; $Q_{\text{мет}}$ — тепловая энергия, выделяемая внутри кожи за счет метаболических процессов; $Q_{\text{конд}_в}$ и $Q_{\text{конд}_с}$ — тепло, соответственно, подводимое от нижележащих подкожных тканей изнутри и отводимое кожей в стороны за счет теплопроводности; $Q_{\text{конв}}$, $Q_{\text{исп}}$ и $Q_{\text{изл}}$ — тепловая энергия, соответственно, отводимая от кожи за счет конвективного теплообмена с воздухом, путем испарения влаги с поверхности кожи и излучения. В условиях равновесия $Q_{01} = Q_{02}$.

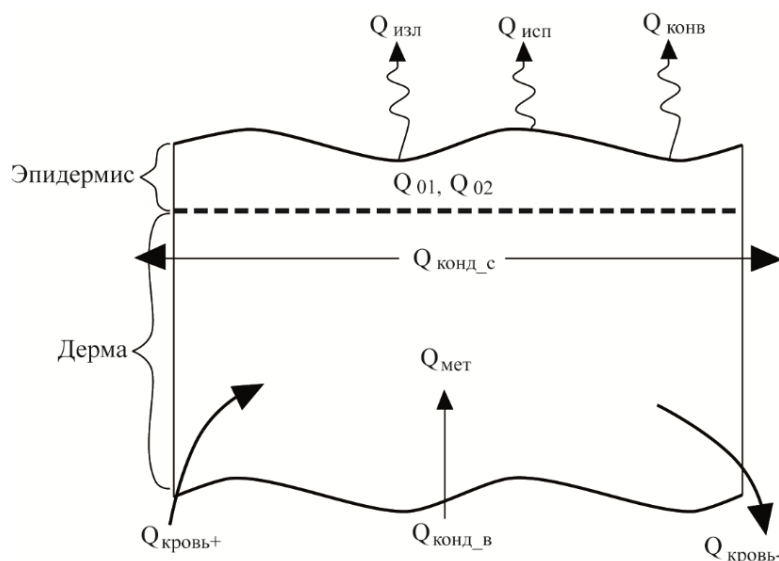


Рис. 1. Теплообмен в коже: источники тепла и пути переноса.

Для среднего человека в нормальных условиях с площади $S = 1 \text{ см}^2$ поверхности кожи отводится порядка 6 мВт тепловой мощности [11], причем излучением уносится примерно 4.5 мВт [13], а 1.5 мВт уходит с конвекцией и испарением пота [10]. При физической нагрузке теплоотдача может возрастать на порядок и более, а доля отвода тепла за счет испарения пота может доходить до 80%. Если же на кожу накладывается теплоизоляция в виде одежды, то пути отвода тепла излучением ($Q_{\text{изл}}$), конвекцией ($Q_{\text{конв}}$) и испарением ($Q_{\text{исп}}$) частично перекрываются, и это приводит к нарушению баланса. Начинается рост температуры и запаса тепловой энергии $Q_{\text{исп}}$ в коже. В случае расположения на коже электронегривательного элемента или любого другого тела, например, расплавленного парафина, нагретого выше температуры кожи, в уравнении (1) можно пренебречь суммой $Q_{\text{конв}} + Q_{\text{исп}} + Q_{\text{изл}}$, а кроме того необходимо добавить в левой части внешний тепловой источник энергии $Q_{\text{вн}}$. Хотя решение многих типовых задач теплообмена, в том числе и для кожи, известно, они оказываются весьма сложны для получения достаточно точного решения на практике. Это связано с тем, что в процессе теплообмена задействован большой спектр факторов и явлений, которые могут сильно влиять на условия теплообмена, но учесть которые точно можно лишь в весьма ограниченном наборе случаев. Это касается, например, конвективного теплообмена поверхности кожи с окружаю-

щим воздухом. Уравнение конвективного теплообмена, описывающее поток тепла q , отводимый с единицы поверхности кожи в единицу времени имеет следующий вид [12]:

$$q_{\text{конв}} = \frac{1}{S} \cdot \frac{dQ_{\text{конв}}}{dt} = \alpha(T_{\text{конв}} - T_{\text{в}}), \quad (2)$$

где α — коэффициент конвективного теплообмена «кожа-воздух»; $T_{\text{к}}$ — температура кожи; $T_{\text{в}}$ — температура воздуха; t — время.

В этом уравнении α — не константа, а функция, сильно зависящая от атмосферного давления, влажности воздуха, состояния кожи, скорости движения воздушной массы (обдува) и т.д. В разных помещениях и в разные дни эти параметры могут сильно различаться. Поэтому использование (2) для точного теоретического решения задачи конвективного теплообмена в конкретной практической ситуации затруднено. Как следствие, в качестве стандартной формы уравнения распространения тепла в живых тканях и органах обычно рассматривают следующее уравнение [12]:

$$\rho_{\text{ТК}} c_{\text{ТК}} \frac{\partial T_{\text{ТК}}(x,t)}{\partial t} = k_{\text{ТК}} \frac{\partial^2 T_{\text{ТК}}(x,t)}{\partial x^2} + \omega_{\text{КР}} \rho_{\text{КР}} c_{\text{КР}} (T_{\text{КР}}(x,t) - T_{\text{ТК}}(x,t)) + \frac{1}{V_{\text{ТК}}} Q_{\text{мет}}, \quad (3)$$

где индексы «ТК», «КР» относятся к ткани (коже) и крови, соответственно; ρ — плотность, c — теплоемкость, k — коэффициент теплопроводности, x — координата по глубине ткани, ω — перфузия (объемный расход крови на единицу объема ткани, измеряемый в с^{-1}); V — рассматриваемый объем. Для расчетов эффективная глубина проникновения принимается для кожи $x_{\text{max}} = 1...2$ см [14].

Активность внутренних метаболических процессов ($Q_{\text{мет}}$), являющихся источником тепловыделения в мышцах и других органах, тоже очень индивидуальна. Это связано с тем, что практически не поддается точному расчету площадь контакта микрососудистого русла S_c , как кровеносного, так и лимфатического, с клеточными тканями дермы и субдермальными структурами. К тому как сам кровоток, так и площадь, через которую осуществляется теплообмен с кровью и лимфой у каждой особи очень вариативны, а потому в уравнении (2) величина α не определена надежно и однозначно. Перфузия крови в коже ($\omega_{\text{кр}}$) может увеличиваться на порядок и более при внешнем нагреве [14, 15], т.к. одна из функций крови — терморегуляторная. Это ведет к резкому локальному увеличению члена $Q_{\text{кровь}}$, поскольку кровь начинает более интенсивно отводить тепло от нагретого участка кожи в другие части организма. Однако теоретически рассчитать это увеличение перфузии крайне сложно ввиду индивидуальной реакции сосудистого русла, зависящей от особенностей анатомии и физиологии индивида, от наличия заболеваний сосудов и от множества других факторов, влияющих на вазодилатацию [15]. Без точных значений всех влияющих параметров расчеты отводимого в единицу времени кровью и лимфой тепла могут различаться на порядки. Поэтому результаты многочисленных публикации по теплообмену в коже животных использовать проблематично.

С другой стороны, для создания физиотерапевтического прибора на начальном этапе формулировки медико-технических требований нет необходимости в расчете в явном виде распределения температуры по поверхности и в глубине кожи как функции времени. По аналогии с процедурой парафинотерапии достаточно оценки необходимой мощности тепловыделения с поверхности электронагревателя. Эта задача намного проще и может быть решена простым оценочным расчетом. Например, типовая процедура парафинотерапии при методике аппликации состоит в наложении слоя парафина толщиной $h = 1...2$ см на поверхность кожи после его нагрева до температуры плавления ($\approx 50^\circ\text{C}$) [1, 5]. Остывая за время Δt , парафин отдает тепло с единицы площади своей поверхности S со средней мощностью q :

$$q = \frac{Q}{\Delta t \cdot s} = \frac{\rho S h c}{S \cdot \Delta t} \Delta T = \frac{\rho h c}{\Delta t} \Delta T, \quad (4)$$

где ΔT — разница начальной и конечной температур парафина при остывании, а все физические и теплофизические свойства относятся к парафину $\rho \approx 0,9 \text{ г/см}^3$, $c = 2.13 \text{ Дж/(кг}\cdot\text{см}^3)$.

Хотя тепло отдается и коже, на которую наложен парафин, и во внешнюю среду с тыльной поверхности парафиновой накладки можно принять выражение (4) как среднюю оценку, т.к. наложенный на кожу электрический нагреватель аналогично контактирует и с кожей, и с воздухом. Условия теплообмена в обоих случаях будут практически равнозначны с точностью до несущественных поправок. Тогда для типичной процедуры термотерапии, длящейся 15 минут ($\Delta t = 900 \text{ с}$), слой парафина толщиной $h = 1 \text{ см}$, остывая на $10...15$ градусов, создает тепловой поток с единицы поверхности $q \approx 21...32 \text{ мВт/см}^2$. При этом вначале поток больше, а после остывания он становится меньше. С учетом того, что прибор должен обеспечить возможность регулировки воздействия и небольшой запас по мощности, можно принять в качестве требования к прибору величину контактного теплового потока с единицы поверхности электронагревателя в диапазоне $20...40 \text{ мВт/см}^2$.

Отдельным вопросом является выбор необходимой оптической мощности ИК излучателей, а, соответственно, и минимально достаточного количества излучателей для создания требуемого прогрева и лечебного эффекта по глубине тканей. Этот вопрос исследовался врачами и медицинскими физиками в клиническом исследовательском институте «МОНИКИ им. М.Ф. Владимирского» в период с 2010 по 2018 гг. в рамках ряда госбюджетных тем Министерства здравоохранения Московской области [16, 17]. Было показано, что для ИК излучения в диапазоне длин волн 830...870 нм достаточной плотностью мощности является величина от 50 мВт/см² и более. Излучение такой мощности вызывает достоверное увеличение кровотока вследствие нагрева крови и внутренних тканей в зоне воздействия на 1...3 °С, что достаточно для достижения требуемого лечебного эффекта при процедуре длительностью 10...15 минут. Указанная величина довольно близка к определенному выше значению для контактной термотерапии. Примерно того же порядка величины плотности мощности получены и в других аналогичных исследованиях по ИК физиотерапии, например, в [18], что можно объяснить общими физиологическими механизмами. Поэтому это значение плотности мощности было выбрано в качестве целевого для создания режима диатермии с использованием светодиодов ИК диапазона с длиной волны излучения 850 ± 20 нм, встроенных в разработанный электронагреватель.

Расчеты распространения и поглощения ИК излучения указанных длин волн, выполненные методом Монте-Карло аналогично [19], показали, что один светодиод может обеспечить в общем случае засветку под поверхность кожи области, имеющей грушевидную форму (рис. 2) с эффективным диаметром $d = 45...55$ мм и глубиной H до 30 мм в зависимости от типа облучаемых тканей (кожа, мышечная, жировая и костная ткань). В этом объеме поглощается до 98% всего излучения, поступающего в ткань. Соответственно, для относительно равномерного облучения внутренних тканей и органов расстояние между соседними ИК светодиодами в нагревательном элементе, накладываемом на кожу, должно быть порядка 5 см. Это и определяет шаг расположения их в нагревателе. При таких расстояниях эквивалентную освещенность, равную или превышающую значение 50 мВт/см², необходимую для гиперемического сосудистого ответа, согласно [20] могут создать ИК светодиоды мощностью излучения от 250 мВт, которая вполне достижима.

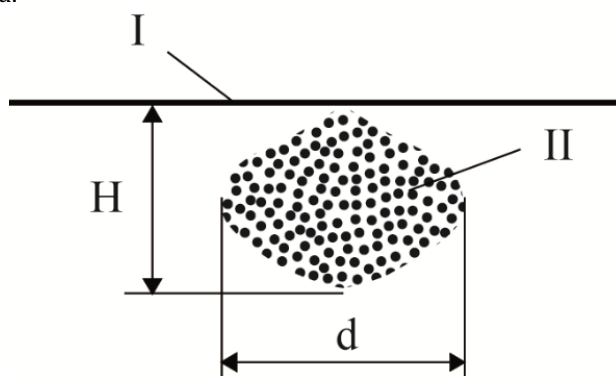


Рис. 2. Область основного поглощения ИК излучения внутри тела:
I — поверхность кожи, II — объем, в котором поглощается до 98% излучения.

4. Конструктивные решения

Для реализации предлагаемой сочетанной технологии была разработана оригинальная конструкция прибора [21]. Он содержит (рис. 3) электронный блок питания и управления мощностью нагрева 1 и пару или более одинаковых нагревательных элементов («горчичников») 2, которые подключаются к блоку 1 с помощью кабелей 3 и разъемов 4.

Поверхностные нагревательные элементы в приборе выполнены из углеродной электропроводящей ткани, помещенной в диэлектрический чехол. Они изготавливаются мягкими, гибкими, трехслойными, полностью на тканевой основе (рис. 3, б). Верхний 5 и нижний 6 слои, сшитые вместе по контуру, представляют собой чехол из электроизолирующей прорезиненной ткани, внутри которого располагается средний слой 7, являющийся нагревателем и выполненный из электропроводящей углеродной ткани с контактными линиями. Прорезиненная ткань для чехла, например, медицинская резинотканевая клеенка по ГОСТ 3251-91 или ее аналог — медицинская ткань типа TC0085 Viniflex с ПВХ покрытием, должна обеспечивать возможность выполнения дезинфекции ее поверхности после рабочего контакта с кожей пациента путем протирки стандартным дезинфицирующим раствором.

Углеродная токопроводящая ткань для нагревателя 7 выполняется специальным плетением полотна, при котором контактные линии 8, выполненные в виде полосок металлизированных нитей, вплетены пер-

пендикулярно углеродным волокнам 9 (рис. 3 (в)). В приборе использована стандартная общедоступная ткань с известной текстурой [22]. С одного из торцов к контактным линиям нагревателя подпаяны электрические провода от кабеля 3 с разъемами 4 для соединения с блоком питания 1. Светодиоды встроены в ткань с помощью люверсов, образуя ячеистую структуру. Такая конструкция нагревателя позволяет создавать гибкие элементы разных форм и размеров, которые можно применять как на плоских поверхностях (грудь, спина), так и оборачивать вокруг частей тела (шея, колено и т.д.).

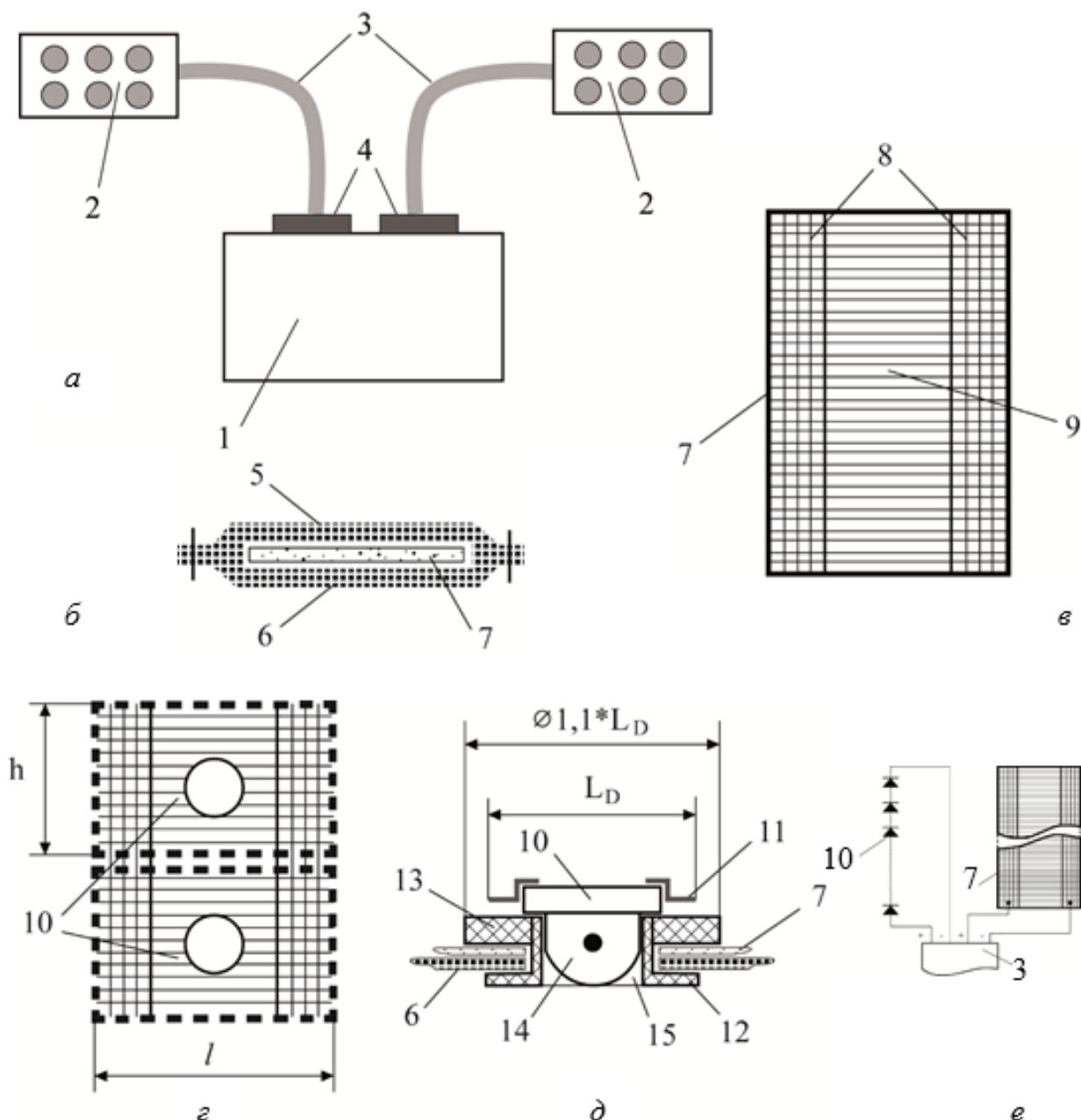


Рис. 3. Строение прибора: состав и схема (а); структура нагревательного элемента (б); вид плетения ткани (в); размещение светодиодов (г); их крепление (д); питание нагревателей (е). 1 — электронный блок питания и управления мощностью нагрева; 2 — нагревательные элементы; 3 — многожильные кабели; 4 — разъёмы; 5, 6 — верхний и нижний электроизолирующие слои; 7 — электропроводящий нагревательный слой; 8 — металлизированные нити; 9 — углеродные волокна; 10 — светодиоды; 11 — контакты светодиода; 12 — люверс; 13 — крепежное кольцо; 14 — линза светодиода; 15 — прозрачный лак.

Ячеистая термоэлектрическая структура нагревательного элемента образована одинаковыми элементарными ячейками, повторяющимися по всей площади нагревателя. Пример двух ячеек показан на рис. 3(г). Каждая ячейка (высотой h и шириной l) содержит один светодиод, под которым в середине

ячейки между контактными линиями проделано соответствующее круглое окно-отверстие в электропроводящей углеродной ткани, которое служит для размещения ИК светодиода в люверсе (рис. 3, д). Размер ячейки, плотность расположения углеродных нитей и другие параметры рассчитаны так, чтобы активное электрическое сопротивление ячейки постоянному току составляло 180 ± 2 Ом при размерах ячейки 4×5 см² [21]. Это позволяет для конструкции из 6 ячеек (рис. 3, а) при параллельном их электрическом соединении и напряжении питания 12 В обеспечить требуемую максимальную удельную мощность тепловыделение 40 мВт/см² при токе порядка 0.4 А.

Для выхода излучения ИК светодиодов 10 из нагревательного элемента наружу в нижнем слое 6 чехла нагревательного элемента сформированы отверстия-окна (рис. 3(д)). Чтобы контакты 11 светодиодов не замыкались внутри нагревательного элемента электропроводящей углеродной тканью 7, в ней формируют аналогичные отверстия посередине между контактными линиями. В эти отверстия и одновременно в соответствующие отверстия нижней части чехла вставляют электроизолирующие пластмассовые люверсы 12 и фиксируют их широким крепежным кольцом 13, которое по размеру на 10% больше, чем размах контактных площадок, так что проводящая ткань нагревателя вместе с нижним слоем чехла оказываются зафиксированными в люверсе. Диаметр внутреннего отверстия люверса соответствует диаметру линзы светодиода 14 с небольшим запасом так, чтобы та свободно входила в отверстие. Сами светодиоды после фиксации люверсов вклеиваются в них заливкой снаружи зазора между люверсом и линзой светодиода стекловидным лаком 15, пропускающим ИК излучение, например лаком Love2Art GLAV 80 на основе эпоксидной смолы. При этом, чтобы избежать появления полостей, в которых может накапливаться грязь, жировые выделения кожи и т.п., заливка осуществляется заподлицо с поверхностью люверса. Электрическая схема нагревательного элемента и его подключение показаны на рис. 3, е. Светодиоды включены последовательно и напряжение подается на них отдельно от нагревателя. Для управления мощностью излучения ИК светодиодов, а также тепловыделением электронагревателей в приборе предусмотрен ручной выбор с помощью трехпозиционного тумблера одного из трех значений стабилизированных рабочих токов: I_1 , I_2 , I_3 , подаваемых на нагреватель и светодиоды. Поскольку характеристика выбранного ИК излучателя линейна по мощности, значения рабочих токов светодиодов выбраны следующим: $I_1 = I_{сд}$, $I_2 = 0.75I_{сд}$, $I_3 = 0.5I_{сд}$ при том, что по паспорту $I_{сд} = 0,3$ А. А поскольку зависимость джоулева тепла от тока квадратична, то в канале теплоннагревателя $I_1 = I_{тн}$, $I_2 = 0.87I_{тн}$, $I_3 = 0.71I_{тн}$, где $I_{тн} = 0.4$ А. Это позволяет в обоих случаях иметь три уровня мощности: 100%, 75%, 50%. Формирование самих рабочих токов в приборе и их стабилизация обеспечивается применением стандартных управляемых светодиодных драйверов серии АМС7140.

В конструкции прибора (рис. 4) в зависимости от рабочей зоны (спина, шея, колено и др.) могут быть использованы нагревательные элементы ячеистой структуры с разной длиной и шириной, которые кратны размеру одной ячейки. Представленные нагреватели в виде пары прямоугольников (3×2 ячейки) могут быть использованы в качестве горчичников (рис. 5, в). Ячейки, вытянутые в линию, могут образовывать ленту для обхвата поясничного отдела тела или иных рабочих зон (рис. 5, а, б).



Рис. 4. Элементы прибора.

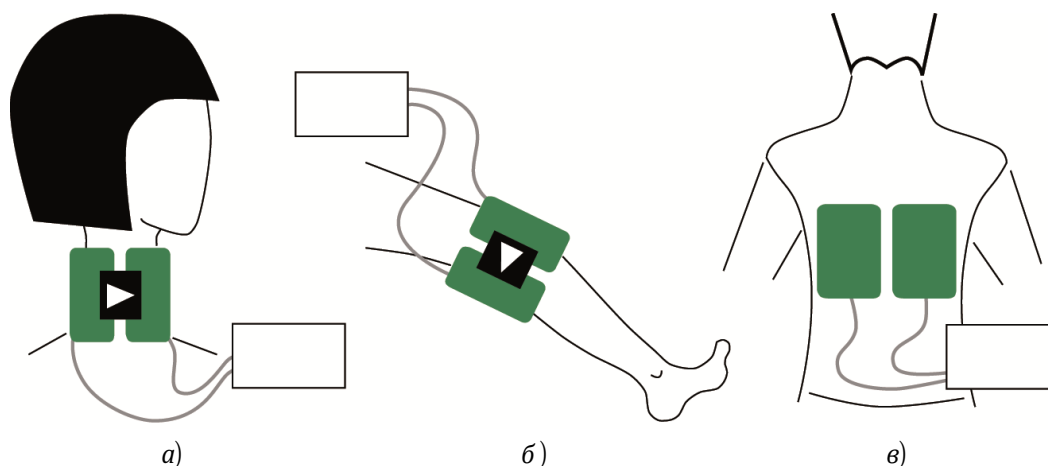


Рис. 5. Примеры наложения нагревательных элементов на тело: на шею — в случае хронического шейного миозита неинфекционной природы (а); на колено — при артритах и артрозах суставов конечностей (б); на спину — при переохлаждении и профилактики пневмонии (в).

При работе на нагревательные элементы подается необходимое напряжение (рабочий ток), так что ИК-светодиоды освещают выбранные участки тела человека и проникают в них, а электропроводящая углеродная ткань одновременно с этим обеспечивает поверхностный нагрев кожи. Для этого используют ручные органы управления в электронном блоке. Таким образом, этот физиотерапевтический прибор, сочетающий контактный нагрев и диатермию, обеспечивает доступное и эффективное комплексное термотерапевтическое воздействие сухим теплом.

5. Пилотные научно-клинические результаты

При научно-клинической апробации прототипа нового физиотерапевтического прибора, проведенной на базе кафедры восстановительной медицины и реабилитации Московского университета, были получены следующие результаты.

Сочетание массажа и прогревания тканей способствовало улучшению пальпаторных показателей (уменьшение тонического напряжения мышц, снижение болевых ощущений в ходе массажа и непосредственно после него, уменьшение тургора тканей и снижение объема локальных отеков). Отмечено улучшение эстетических показателей пациентов (эффект лифтинга тканей, видимое уменьшение морщин, восстановление контуров лица). Также был зафиксирован общий успокаивающий и релаксирующий эффекты.

При анализе данных электромиографического исследования жевательных мышц была установлена существенная положительная динамика — средняя амплитуда биопотенциалов *m. masseter* сразу после проведения процедуры снизилась на 8% по сравнению с исходным уровнем. Через 5 минут снижение биопотенциалов составило в среднем по испытуемым 40% и оставалось неизменным в течение 10 минут. Таким образом, электромиографическое исследование указывает на достоверную нормализацию тонуса лицевых мышц после проведения процедур с использованием сухого тепла. За счет проведения миофасциального массажа в сочетании с тепловыми процедурами достигается комплексное воздействие: косметический и эстетический эффект — восстановление структуры кожи и подкожно-жировой клетчатки, нормализация тонуса мускулатуры, повышение эластичности связочного аппарата, что оказывает не только местный положительный эффект, но и в целом положительно влияет на общее самочувствие и повышение качества жизни.

Заключение

Тепловое воздействие оказывает крайне благоприятное влияние на прогреваемые ткани. Потенциально увеличение температуры приводит, прежде всего, к формированию артериальной гиперемии — увеличению притока артериальной крови к тканям и органам за счет усиления скорости кровообращения и расширения диаметра сосудов (вазодилатации), что усиливает трофические и другие процессы. Однако для наиболее эффективного прогрева тканей и органов желателен сочетание поверхностного нагрева и диатермии (нагрева по глубине) с примерными параметрами плотности мощности воздействия 20...50 мВт/см². Данные параметры разработанный физиотерапевтический прибор обеспечивает за счет применения гибких электронагревателей на тканевой основе и мощных ИК светодиодов, излучающих в диапазоне длин волн прозрачности биотканей 830...870 нм.

Список литературы

1. Пономаренко Г. Н. Общая физиотерапия: учебник для медицинских вузов. 2-е изд. пераб. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2014. 480 с.
2. Рогаткин Д. А., Гилинская Н. Ю. Избранные вопросы физики для физиотерапевтов. М.: МЕДпресс-информ, 2007. 112 с.
3. Лукомский И. В., Общая физиотерапия: курс лекций. Витебск: ВГМУ, 2001. 98 с.
4. Шпаковский В. Н., Бобрик Ю. В., Пономарев В. А. Традиционные и современные технологии теплечения и бальнеотерапии в комплексном восстановительном лечении пациентов с остеохондрозом позвоночника. // Крымский журнал экспериментальной и клинической медицины. 2017. Т. 7. № 1. С. 95–103.
5. Венцак, Е. В. Физиотерапия: учебное пособие. Иркутск: ИГМУ, 2020. 142 с.
6. Пономаренко Г. Н. Общая физиотерапия: учебное пособие. 5-е изд., перераб. и доп. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2014. ISBN 978-5-9704-3167-2.
7. Поддубная О. А. Низкоинтенсивная лазеротерапия в клинической практике. Часть 1. // Вестник восстановительной медицины. 2020. № 6. С. 92–99.
8. Стародубцев Н. Ф., Денисенко В. И., Каримуллин К. Р. и др. Теоретическое обоснование теплового механизма локальной оксигенации биологической ткани под действием низкоинтенсивного излучения ближнего ИК диапазона. // Медицинская физика. № 4. 2023. С. 78–83.
9. Захаров С. Д., Иванов А. В. Светокислородный эффект в клетках и перспективы его применения в терапии опухолей. // Квантовая электроника. 1999. Т. 29. № 3. С. 192–214.
10. Шмидт Р., Тевс Г. Физиология человека в 3 томах. М.: Мир, 2007. 680 с.
11. Герман И., Физика организма человека. Долгопрудный: изд-во «Интеллект», 2011. 992 с.
12. Hristov, J. Bio-heat models revisited: concepts, derivations, nondimensionalization and fractionalization approaches. // Frontiers in Physics. 2019. Iss. 7. P. 189.
13. Жорина Л. В., Змиевской Г. Н. Основы взаимодействия физических полей с биологическими объектами: взаимодействие ионизирующего и оптического излучений. М.: МГТУ им. Н.Э.Баумана, 2006. 240 с.
14. Wu, Y. C. Control of thermal impact for thermal safety. // AIAA Journal. 1977. Vol. 15. Iss. 5, P. 674–680.
15. Minson, C. T. Thermal provocation to evaluate microvascular reactivity in human skin. // Journal of Applied Physiology. 2010. Vol. 109. Iss. 9. P. 1239–1246.
16. Рогаткин Д. А., Дунаев А. В. Стимуляция микроциркуляции крови при низкоинтенсивной лазерной терапии. Часть 1. История вопроса и методы исследований // Врач. 2015. № 7. С. 18–23.
17. Рогаткин Д. А., Дунаев А. В. Стимуляция микроциркуляции крови при низкоинтенсивной лазерной терапии. Часть 2. Результаты и обсуждение. // Врач. 2015. № 8. С. 16–23.
18. Foley, J., Vasily, D. B., Bradle, J., et al. 830 nm light-emitting diode (led) phototherapy significantly reduced return-to-play in injured university athletes: a pilot study. // Laser Therapy. 2016. Vol. 25. Iss. 1. P. 35–42.
19. Рогаткин Д. А., Тарасов А. П., Штыфлюк М. Е. Методические замечания о физических параметрах низкоинтенсивного лазерного воздействия. Часть 2. Доза при процедурах лазерной терапии. // Лазерная медицина. 2024. Т. 28. № 1. С. 8–16.
20. Duyen, T. T. H., Tu, T. A. Simulating Low-Level Laser Propagation From Skin Surface to Lumbar Disc, Knee, Femur and Prostate Gland By Monte Carlo Method. // American Scientific Research Journal for Engineering, Technology, and Sciences. 2020. Vol. 67. Iss. 1. P. 17–24.
21. Рогаткин Д. А., Скиба Н. Д. Электронная грелка. Патент РФ № 2785254 от 02.06.2021. Бюлл. № 34 от 05.12.2022.
22. Офицерьян Р. В., Скиба А. О. Гибкий нагревательный элемент. Патент РФ № 2155461 от 1999.03.01.

doi: 10.25210/jfor-2501-XPTYWJ | edn: XPTYWJ

УДК/UDC 536.33+615.832 © Авторы/Authors, 2025

Поступила 24 декабря 2024 г.

Received December 24, 2024

Принята к печати 27 июня 2025 г.

Accepted June 27, 2025

Долгов Н. С., Дубинская А. Д., Рогаткин Д. А., Скиба Н. Д. Оптимизация геометрических требований к построению инерциальной системы ориентации и навигации со структурной избыточностью // Физические основы приборостроения. 2025. Т. 14. № 1 (55). С. 67–77. DOI: 10.25210/jfor-2501-XPTYWJ. EDN: XPTYWJ