

УДК 621.382+615.8

**РАЗРАБОТКА ОПТИЧЕСКОГО ДЕФЛЕКТОРА ДЛЯ ЛАЗЕРНЫХ
ТЕРАПЕВТИЧЕСКИХ АППАРАТОВ****В.А. Баранов^а, А.С. Качалин^а, М.С. Бочков^а**^а Тюменский государственный нефтегазовый университет, Тюмень, Россия, baranov@tsogu.ru

Рассмотрена проблема разработки оптического дефлектора для управления лазерным излучением в физиотерапевтических аппаратах. Показаны особенности построения и принципы функционирования электрооптического, акустооптического и механического дефлекторов, позволяющих осуществлять непрерывное или дискретное сканирование лазерного луча. Подробно раскрыт механизм работы дефлектора механического типа на примере отечественных лазерных терапевтических сканеров. Исследована возможность применения в клинической практике методики прогревания точек акупунктуры путем объемного сканирования тканей излучением полупроводниковых лазеров на длинах волн 0,67 и 0,85 мкм. Дано обоснование создания дефлектора нового типа. Проведено сравнение стабильной и лабильной методик облучения. Показано, что при объемном сканировании наблюдается более интенсивный прогрев поверхности кожи в проекции точки акупунктуры, чем при плоскостном сканировании лазерными лучами. Выявлено повышение температуры на поверхности кожи в проекции точки акупунктуры при облучении как в видимом диапазоне спектра (0,67 мкм), так и в инфракрасном диапазоне (0,85 мкм). Это позволяет применить данный метод сканирования для тепловой фотоактивации точки и расширить арсенал существующих методов лазерной рефлексотерапии. Предложен оптический дефлектор для медицинской промышленности, позволяющий осуществлять объемное сканирование лазерного луча и облегчить работу медицинского персонала кабинетов лазерной терапии и рефлексотерапии.

Ключевые слова: лазеры, оптические дефлекторы, управление излучением, лазерная терапия, лазерная рефлексотерапия.

OPTICAL DEFLECTOR CREATION FOR LASER THERAPEUTIC DEVICES**V.A. Baranov^a, A.S. Kachalin^a, M.S. Bochkov^a**^аTyumen State Oil and Gas University, Tyumen, Russia, baranov@tsogu.ru

The paper deals with creation of optical deflector for management of laser radiation in physiotherapeutic devices. Design features and operation principles of electro-optical, optical-acoustic and mechanical deflectors, giving the possibility to carry out continuous or discrete scanning of a laser beam are shown. Operation mechanism of the mechanical type deflector on the example of domestic laser therapeutic scanners is described in detail. Application possibility in clinical practice for heating technique of the acupuncture points by volumetric scanning of tissues by the radiation of semiconductor lasers on wave lengths equal to 0,67 and 0,85 μm is investigated. Creation justification of the new type deflector is given. Comparison between stable and labile techniques of radiation is carried out. It is shown that more intensive warming up of a skin surface in acupuncture point projection is observed at volumetric scanning, rather than at planar scanning by laser beams. Temperature increase on a skin surface in projection of acupuncture points is detected at radiation in both the visible spectrum range (0,67 μm) and the infrared range (0,85 μm). It gives the possibility to apply this scanning method to thermal photo-activation of the point and to extend an existing arsenal of laser reflexology methods. The optical deflector is offered for medical industry, making it possible to carry out volumetric scanning of a laser beam and to facilitate the medical personnel's work in laser therapy and reflexology consulting rooms.

Keywords: lasers, optical deflectors, radiation management, laser therapy, laser reflexology.

Введение

В современных условиях возрастают требования к результатам лазерной терапии. Только с помощью лазерного воздействия, обеспечивающего высокий уровень биотропности, можно получить настоящему эффективное лечение [1–4]. Традиционные методики лечебного лазерного воздействия заключаются в облучении биологических тканей при неподвижном положении излучателя как в непрерывном, модулированном, так и в импульсном режимах [1–3, 5–8]. Однако такие приемы лазерного воздействия часто неэффективны, так как достаточно быстро наступает адаптация биологических тканей к излучению, что приводит к снижению ответных лечебных реакций организма, энергетической нагрузке на сердечно-сосудистую систему организма [2, 9, 10]. В последние годы в медицине применяют лазерные сканирующие устройства (дефлекторы), которые за счет перемещения луча создают условия для равномерного распределения энергии лазерного излучения в зоне обрабатываемой поверхности и передают тканям энергию излучения небольшой мощности [10–12]. Отклонить световой луч можно при помощи соответствующим образом ориентированных зеркал, призм, дифракционных решеток. Обычно в дефлекторах используются электрооптический, акустооптический и механический принципы сканирования. Наиболее широкое применение в промышленности нашли электрооптический и акустооптический принципы, которые позволяют осуществлять непрерывное или дискретное сканирование луча.

В лазерных медицинских сканерах для управления лучом в пространстве чаще используются оптико-механические дефлекторы, которые обладают высокой точностью, скоростью перемещений, ста-

бильностью параметров, а также низкой стоимостью. Подобные дефлекторы применяются в лазерных сканирующих аппаратах «СЛСФ-01.20К» и «СЛСФ-03.2ИК» (Россия), «CTL 2386» и «CTL 1106TS» (Польша), Eraser-Cell RF (Южная Корея) [2, 10, 11]. В отечественных аппаратах обычно используется резонансный двухкоординатный дефлектор, состоящий из двух совместно работающих модуляторов, ориентированных в пространстве так, что оси поворота их отражающих поверхностей перпендикулярны друг другу. Модуляторы состоят из статора с двумя обмотками управления, постоянных магнитов и полого ротора с закрепленным на его конце зеркалом. Ротор выполнен в виде цилиндра с центральным продольным отверстием с отсеченными в средней части симметрично относительно центральной продольной оси сегментами, причем ширина этой части в три раза больше ее толщины. Концы ротора заключены в подшипники. Внутри полого ротора вставлен упругий элемент – торсион, который одним концом закрепляется в начале ротора, проходит по всей длине внутри ротора и крепится другим своим концом к неподвижному наконечнику, зафиксированному, как и подшипники ротора, по одной оси в корпусе модулятора. Источником движения в используемой конструкции служит моментный двигатель, а в аппаратах польского производства – шаговый двигатель. При прохождении переменного тока через витки обмоток возникает переменное магнитное поле, приводящее ротор во вращательно-колебательное движение. Вместе с ротором колеблется закрепленное на нем зеркало, а отраженный от него оптический луч совершает колебательное движение, описывая траекторию, заданную блоком управления. Описанные сканеры реализуют режим плоскостного сканирования в определенной плоскости (сагиттальной, фронтальной или горизонтальной).

Важное место в физиотерапии занимают методики лазерного облучения точек акупунктуры (ТА) [4, 9, 13–15], так как для обеспечения эффективности лечебных мероприятий необходим запуск саногенетических рефлексов [2, 4, 16–18]. Известно [16–19], что легкое раздражение нервных окончаний и активация нервной проводимости обеспечивается повышением температуры в тканях. I. Kertesz и соавторы [15] утверждают, что при температуре около 37 °С липидный слой клеточной мембраны находится в непосредственной близости к точке фазового перехода, т.е. в очень неустойчивом состоянии. Лазерное воздействие, вызывая локальный нагрев клеточных мембран, инициирует золь-гельные переходы в цитоплазме, влияет на ионную проводимость [1, 2, 19]. Деполяризации мембраны клетки и возникновению потенциала действия в нервных волокнах способствуют автоколебания концентрации ионов кальция и распространение волн кальция в цитозоле и тканях [1, 20].

А.П. Ромоданов и соавторы [17] считают, что лазерное воздействие на зоны акупунктуры идентично древнему китайскому методу прогревания и прижигания полынными сигарами. Проведенные спектрографические исследования китайских полынных сигар «Tai I» производства КНР в диапазоне длин волн 0,6–1,6 мкм [2] установили полосы излучения в диапазонах 1,06–1,23 мкм, 1,26–1,35 мкм, 1,45–1,60 мкм, а после сдувания пепла – в диапазонах 0,77–0,85 мкм и 1,0–1,35 мкм с резким увеличением амплитуды на длинах волн 1,2 мкм, 1,3 мкм, 1,5 мкм. Однако Э.Д. Тыкочинская [18] указывает, что спектр излучения горячей сигары гораздо шире и варьируется от 1,0 до 5,5 мкм. В моксатерапии используются методики неподвижного расположения горячей сигары над ТА; «утюжки» или «поглаживания» сигарой ТА; «ключющего дзю», когда сигара ритмически приближается и отдалается от точки с частотой 1–2 Гц. Расстояние от горячей сигары до кожи обычно колеблется от 1 до 3 см [2, 4, 16, 18]. В дальнейшем две китайские методики воздействия полынной сигарой на ТА – стабильное расположение сигары над ТА и плоскостное сканирование сигарой («утюжка») – трансформировались в стабильную и лабильную методики лазерной рефлексотерапии [3, 5].

Однако все еще не разработаны методики лазерного воздействия и системы управления лазерным лучом для объемного сканирования биологически активных точек – аналога китайской методики «ключющего дзю», которое, по данным китайской медицины, обладает более выраженным возбуждающим действием на нервную систему, в отличие от двух предыдущих методик воздействия полынными сигарами [16, 18]. Исходя из этого, в настоящей работе авторами поставлена цель – провести сравнительный анализ различных режимов прогревания биологических тканей лазерным излучением и предложить оптический дефлектор для реализации наиболее эффективного режима.

Для достижения этой цели были сформулированы следующие задачи:

1. произвести регистрацию термограмм на поверхности кожи пальцев руки в проекции ТА при воздействии на них лазерного излучения в трех режимах (стабильном, а также режимах плоскостного и объемного сканирования);
2. сравнить распределение температуры и динамику ее изменения на поверхности кожи пальцев руки в проекции ТА, регистрируемые при лазерном облучении в различных режимах; выявить режимы облучения, обеспечивающие более интенсивный нагрев кожи в проекции ТА;
3. предложить оптический дефлектор для управления лазерным излучением, реализующий наиболее эффективный режим прогревания ТА.

Материалы и методы

Установлено, что области кожи, соответствующие локализации зоны акупунктуры, имеют более низкую теплопроводность и отличаются высокой чувствительностью к температурным раздражителям [1–4]. В этой связи по температурным показателям на поверхности кожи в проекции ТА, регистрируемым при облучении лазерами, предполагается судить и о силе лечебного раздражения, создаваемого на акупунктурной точке.

Для исследования температуры на поверхности кожи пальцев рук в проекции ТА применялся портативный тепловизор Fluke Ti32. Тепловая чувствительность прибора (NETD) $\leq 0,045^\circ\text{C}$ (45 мК), погрешность измерения температуры $\pm 2^\circ\text{C}$ или 2% (при номинальной температуре 25°C), программное обеспечение SmartV. В качестве генератора лазерного излучения применена экспериментальная лазерная установка производства НИИ «Полюс» им. М.Ф. Стельмаха (Москва), включающая два полупроводниковых лазера, излучающих на длинах волн 0,67 мкм и 0,85 мкм. Мощность излучения на выходе гибкого кварцевого световода контролировалась измерителем мощности лазерного излучения «Мустанг-стандарт». Диапазон измеряемой мощности составлял 1–250 мВт.

Объектом исследования явились кожные поверхности пальцев рук в проекции внемеридиальных ТА Ши-сюань (PC86), находящихся в середине кончика пальцев, на расстоянии 3 мм от свободного края ногтя и на глубине 3 мм. Эти ТА часто применяются в практике рефлексотерапии при лихорадочных состояниях, потере сознания, солнечном ударе, отравлении угарным газом, судорогах у детей, боли и отечности слизистой оболочки горла, онемении пальцев руки [4, 16].

Исследуемая группа состояла из 5 мужчин в возрасте от 24 до 26 лет. На кожу указательного пальца правой руки, а затем, после кратковременного отдыха, и левой руки, в проекции ТА последовательно воздействовали лазерным излучением на длинах волн излучения 0,67 мкм и 0,85 мкм (широко используемых в лазерной терапии). Расстояние от дистального торца световода до кожи пальца равнялось 3 мм. Мощность излучения на дистальном торце световода составляла 5 мВт для излучения с длиной волны 0,67 мкм и от 10 мВт – для излучения с длиной волны 0,85 мкм. Экспозиция облучения на облучаемую область равнялась 180 с, что укладывалось во временные рамки воздействия на ТА как при возбуждающем, так и тормозном методах лазерной акупунктуры. Так, И.З. Самосюк с соавторами [3] рекомендуют воздействовать на проекцию ТА в течение 10–30 с. В.Е. Илларионов [5] предлагает для стимуляции ТА облучать в течение 20 с, а для усиления тормозных процессов – воздействовать в течение 60 с и более. Плотность мощности лазерного излучения, падающей на поверхность пальца при облучении в неподвижном режиме, составляла 25 мВт/см^2 (диаметр лазерного пятна составил 5 мм), при плоскостном сканировании за одну секунду изменялась от 0 до 25 мВт/см^2 (диаметр лазерного пятна 5 мм), а при объемном сканировании также в течение одной секунды менялась в зависимости от расстояния до кожи пальца от 1 до 25 мВт/см^2 (диаметр лазерного пятна варьировался соответственно от 5 мм до 20 мм). Температура на дистальном торце световода, по данным термометрии, составляла $31,8^\circ\text{C}$ для излучения с длиной волны 0,67 мкм и $30,7^\circ\text{C}$ для излучения с длиной волны 0,85 мкм. Термограммы на поверхности кожи пальца в проекции ТА снимались четыре раза: до облучения и трижды во время облучения, через каждые 60 с.

Всего проведено 46 термографических исследования у 5 добровольцев-мужчин. В первой группе, состоящей из двух человек, проводилось облучение ТА при неподвижном расположении дистального торца световода (16 измерений). Во второй группе проводилось облучение ТА по методике плоскостного сканирования (14 измерений у одного добровольца), когда дистальный торец световода перемещался вручную оператором по касательной к ТА (т.е. по плоскости, перпендикулярной продольной оси пальца) попеременно в разные стороны с частотой 1–2 Гц. В третьей группе, состоящей из двух человек, проводилось облучение ТА по методике объемного сканирования (16 измерений), когда световод перемещался оператором вручную ритмично с частотой 1–2 Гц внутри пластмассовой трубки. Дистальный (излучающий) конец световода находился за пределами трубки. В каждой группе половина измерений проводилась при воздействии излучением с длиной волны 0,67 мкм, другая половина – при облучении излучением с длиной волны 0,85 мкм. Статистическая обработка результатов исследования выполнялась в предположении нормальности распределения Стьюдента с доверительной вероятностью 0,95. Различия считались достоверными при $p < 0,05$. Влияние индивидуальных особенностей добровольцев на результаты исследования исключалось тем, что они находились в идентичных температурных условиях, причем исходные температурные показатели статистически не отличались друг от друга.

Результаты и их обсуждение

В результате проведенного исследования были получены термограммы, характеризующие динамику изменения температуры на поверхности кожи пальцев в процессе лазерного облучения ТА при разных режимах и длинах волн излучения (рис. 1, 2).

Как показывают данные исследования (рис. 1), температура на поверхности пальца при неподвижном режиме облучения и режиме плоскостного сканирования как в красном, так и в инфракрасном диапазонах снижалась к концу третьей минуты лазерного воздействия, причем при инфракрасном облучении в

неподвижном режиме даже опускалась на $0,2\text{ }^{\circ}\text{C}$ к концу первой минуты облучения. Температура быстрее и интенсивнее росла к концу третьей минуты при облучении в режиме объемного сканирования. Причем нагрев поверхности пальца наблюдался как при облучении на длине волны $0,67\text{ мкм}$ (на $1,2\text{ }^{\circ}\text{C}$), так и на длине волны $0,85\text{ мкм}$ (на $0,8\text{ }^{\circ}\text{C}$). Термограммы, полученные на поверхности пальцев (рис. 2, а, б), указывают на повышение температуры к концу третьей минуты воздействия инфракрасным излучением в режиме объемного сканирования на $0,5\text{ }^{\circ}\text{C}$ по сравнению с исходной. К концу третьей минуты воздействия излучением в красной части спектра в режиме объемного сканирования отмечено повышение температуры кожи пальца на $1,7\text{ }^{\circ}\text{C}$ по сравнению с исходной температурой (рис. 2, в, г). К концу третьей минуты воздействия инфракрасным излучением в режиме плоскостного сканирования наблюдалось понижение температуры кожи на $0,1\text{ }^{\circ}\text{C}$ по сравнению с температурой до облучения (рис. 2, д, е). К концу третьей минуты лазерного воздействия инфракрасным излучением в неподвижном режиме температура кожи пальца понизилась на $0,1\text{ }^{\circ}\text{C}$.

Из рис. 1, 2 видно, что режимы облучения при неподвижном расположении световода и плоскостном лазерном сканировании генерировали меньше тепла на поверхности кожи пальца в проекции ТА Ши-сюань (РС86), причем к концу третьей минуты отмечалась тенденция падения температуры, связанная, по-видимому, со спазматической реакцией артериол микроциркуляторного русла глубоких слоев кожи на плотный поток баллистических фотонов и со снижением кровотока на ее поверхности соответственно. Излучение же лазеров по методике объемного сканирования из-за сильного рассеяния в поверхностных слоях ткани пальцев интенсивнее поглощалось мембранами клеток и вызывало более выраженный местный нагрев кожи, а также, возможно, активацию микроциркуляции в ответ на тепло.

По-видимому, излучение с длиной волны $0,67\text{ мкм}$ интенсивнее поглощалось меланином кожи и гемоглобином крови капилляров, чем излучение с длиной волны $0,85\text{ мкм}$ [2, 3, 21], чем и объясняется более выраженный нагрев поверхности кожи при облучении излучением с длиной волны $0,67\text{ мкм}$. Излучение же с длиной волны $0,85\text{ мкм}$ попадало в так называемое «медицинское спектральное окно», простирающееся от $0,7\text{ мкм}$ до $0,9\text{ мкм}$ [2, 3, 22], где поглощение света было минимальным.

Так как данные исследования показали большее теплообразование на коже пальца в области проекции ТА при объемном сканировании излучением с длиной волны $0,67\text{ мкм}$, можно рекомендовать объемное сканирование на этой длине волны для седатации ТА как более активного агента, а с длиной волны $0,85\text{ мкм}$ – для тонизации.

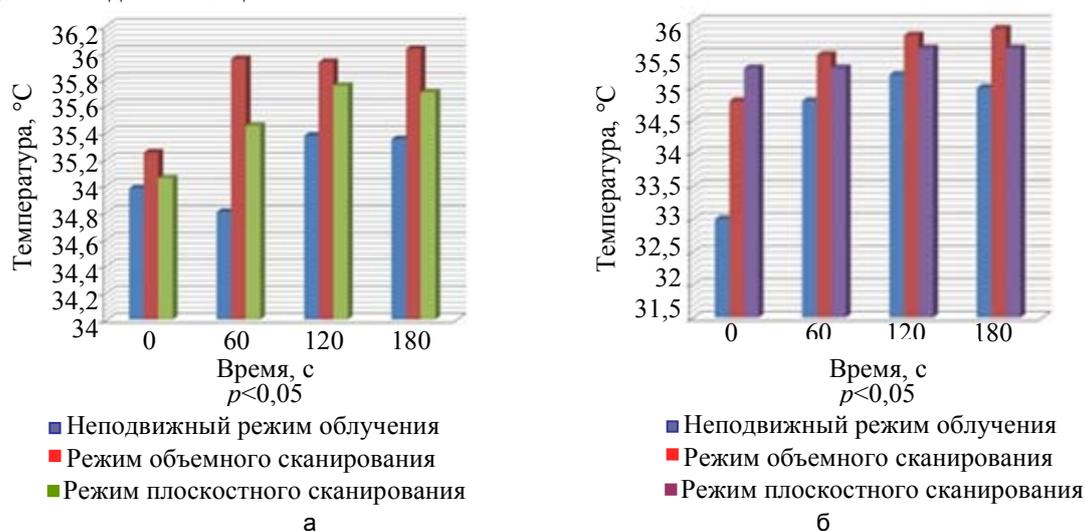


Рис. 1. Динамика температуры в области ТА при воздействии несколькими режимами излучений: с длиной волны $0,85\text{ мкм}$ (а); $0,67\text{ мкм}$ (б)

Проведенные исследования позволили обосновать необходимость разработки и применения в физиотерапии оптических дефлекторов, обеспечивающих объемное сканирование ТА.

Для реализации режима объемного сканирования ТА предлагается оптико-механическое устройство, автоматически перемещающее световод в возвратно-поступательном направлении с плавной регулировкой частоты его перемещения от $0,5$ до 10 Гц . Схема устройства показана на рис. 3, а. Предлагаемая система управления лазерным излучением содержит маятниковый механизм, автоматически перемещающий световод, состоящий из двигателя 1, вращающего на своей оси рычаг 2 по или против часовой стрелки, закрепленный подвижно с мобильным световодом 3, помещенным в отдельный корпус 4, и прозрачную пробирку, оканчивающуюся сферически закрытой одноразовой насадкой 5, внутри которой по продольной оси перемещается световод. Генерация излучения осуществляется двумя лазерными диодами 6, работающими в красной ($0,63\text{--}0,67\text{ мкм}$) и инфракрасной ($0,81\text{--}0,89\text{ мкм}$) областях спектра, которые подключаются к световоду через оптический разъем 7.

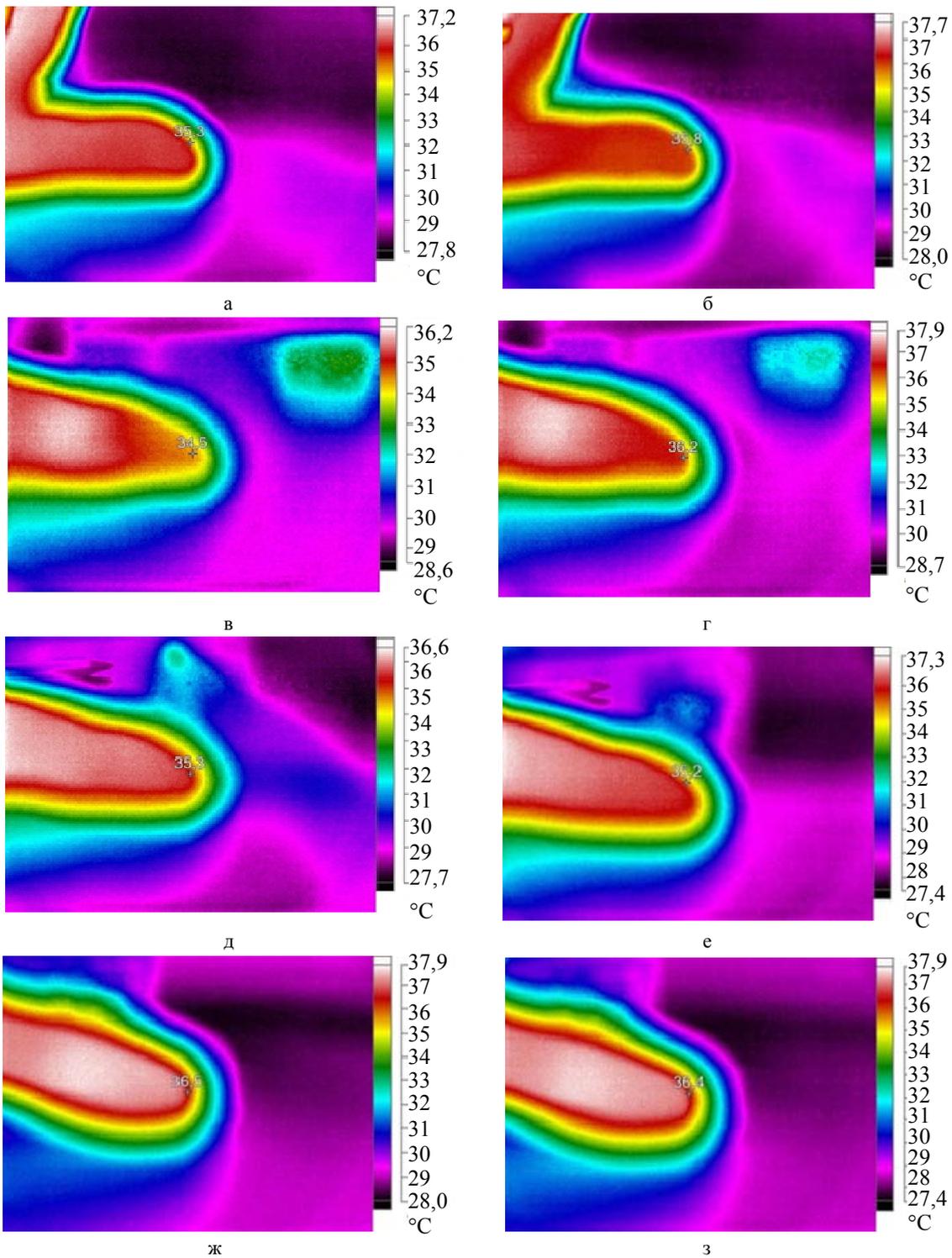


Рис. 2. Термограммы поверхности кожи в проекции ТА: до лазерного воздействия (а); в конце третьей минуты воздействия инфракрасным излучением в режиме объемного сканирования (б); до лазерного воздействия (в); в конце третьей минуты воздействия излучением в красной части спектра в режиме объемного сканирования (г); до лазерного воздействия (д); в конце третьей минуты воздействия инфракрасным излучением в режиме плоскостного сканирования (е); до лазерного воздействия (ж); в конце третьей минуты лазерного воздействия инфракрасным излучением в неподвижном режиме (з). Размеры термограмм 35×50 мм².

Излучение лазеров подается к точке акупунктуры 8. Устройство также включает в себя регулятор частоты перемещений световода 9; регулятор мощности лазерного излучения 10; автоматический прерыватель излучения лазеров 11; блок звуковой индикации окончания процедуры 12; блок управления 13 с кнопками для включения питания устройства, для включения и выключения излучения, установки времени, частоты и мощности сканирования. В качестве маятникового механизма для перемещения свето-

вода в возвратно-поступательном режиме с регулируемой частотой можно использовать диск, вращающийся от электродвигателя, перемещающий световод посредством толкателя (рис. 3, б). Маятниковый механизм в устройстве для перемещения световода состоит из корпуса устройства 1, направляющей трубки 2, световода 3, идущего от источника излучения, с градиациями для различной фиксации дистального конца толкателя 4, диска 5, отверстий для различной фиксации проксимального конца толкателя 6, толкателя световода 7, электродвигателя 8, вращающего диск по или против часовой стрелки, реостата 9, тахометра 10, регулирующего частоту оборотов электродвигателя, выключателя электрической сети 11, ременной передачи между двигателем и диском 12, ручки 13, прозрачной сменной пробирики для обеспечения стерильности процедуры лазерной терапии 14, сетевого шнура 15.

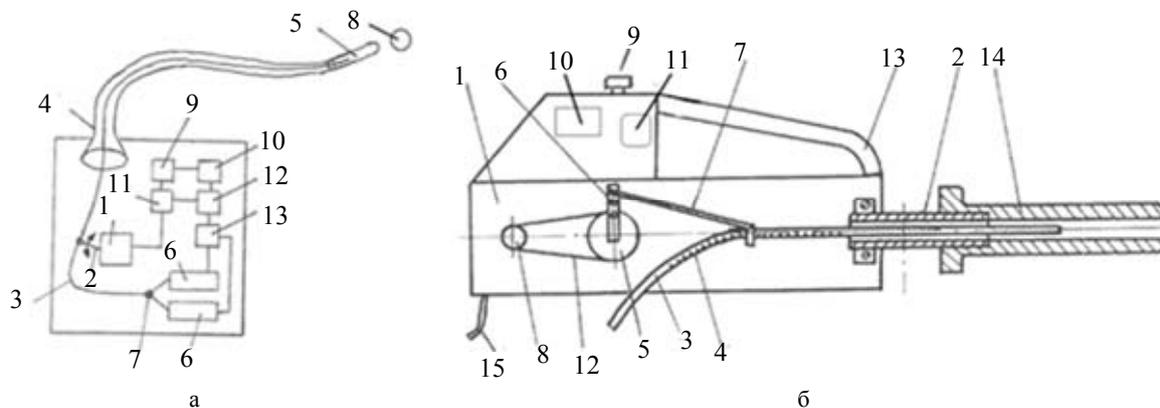


Рис. 3. Блок-схема системы управления объемным лазерным сканированием (а) и маятниковый механизм в устройстве для перемещения световода (б)

С помощью данного устройства можно изменять частоту объемного сканирования ТА и мощность лазерного облучения.

Заключение

Проведен сравнительный анализ нескольких наиболее часто применяемых в клинической практике режимов лазерного облучения биологического объекта: с неподвижным расположением источника излучения, плоскостного и объемного сканирования излучения. Выявлены определенные отличия термограмм поверхности кожи в проекции точек акупунктуры. Показано, что температура на поверхности кожи в проекции точек акупунктуры при неподвижном облучении и в режиме плоскостного сканирования как на длине волны 0,67 мкм (видимый диапазон), так и на длине волны 0,85 мкм (инфракрасный диапазон) снижалась к третьей минуте лазерного воздействия, причем при инфракрасном облучении в неподвижном режиме температура снижалась быстрее. Исследование объемного сканирования показало рост температуры зоны облучения, что указывает на преимущество данного режима как более теплообразующего перед остальными. При облучении на длине волны 0,67 мкм наблюдался более интенсивный прогрев поверхности кожи в проекции точек акупунктуры, чем в инфракрасном диапазоне, что позволяет рекомендовать облучение лазером красного диапазона для более интенсивного прогрева точек акупунктуры. Исследование показало необходимость разработки оптического дефлектора для обеспечения объемного лазерного сканирования точек акупунктуры. Предложена схема устройства, автоматически перемещающего световод в возвратно-поступательном направлении с плавной регулировкой частоты его перемещения в широком диапазоне. Предложенная схема позволяет облегчить работу медицинского персонала кабинетов лазерной терапии и рефлексотерапии.

References

1. Moskvina S.V. *Sistemnyi analiz effektivnosti upravleniya biologicheskimi sistemami nizkoenergeticheskimi lazernymi izlucheniemi. Avtoref. diss. dokt. boil. nauk* [System analysis of control efficiency of biological systems by the low-energy laser radiation. Dr. biol. sci. abstr.]. Tula, 2008. 38 p.
2. Kozlov V.I., Builin V.A., Samoilov N.G., Markov I.I. *Osnovy lazernoi fizio- i refleksoterapii* [Fundamentals of laser physiotherapy and reflexology] Ed. O.K. Skobelkin. Samara, Kiev, Zdorov'e Publ., 1993, 216 p.
3. Samosyuk I.Z., Lisenyuk V.P., Loboda M.V. *Lazeroterapiya i lazeropunktura v klinicheskoi i kurortnoi praktike* [Laser therapy and laser puncture in clinical practice and resort]. Kiev, Zdorov'e Publ., 1997, 240 p.
4. Ulashchik V.S. *Punkturnaya fizioterapiya kak predmet nauchnykh issledovaniy* [Puncture physiotherapy as a subject of research]. *Voprosy kurortologii, fizioterapii i lechebnoi fizkul'tury*, 1989, no. 3, pp. 5–12.
5. Illarionov V.E. *Tekhnika i metodiki protsedur lazernoi terapii* [Handbook of techniques and methods of laser therapy procedures]. Moscow, Tsentr Publ., 1994, 178 p.
6. Ferrari E., Emiliani V., Cojoc D., Garbin V., Zahid M., Dureux C., Coppey-Moisa M., Fabrizio E.D. Biological samples micromanipulation by means of optical tweezers. *Microelectronic Engineering*, 2005, vol. 78-79, pp. 575–581. doi: 10.1016/j.mee.2005.01.017

7. Hejl Z., Pachabradsky J., Vitek L. Periodic system of biological rhythms: spectrum of human physiological periodicities // Surowiak J., Lewandowski. M., 1999. P.70.
8. Plavskii V.Y., Barulin N.V. How the biological activity of low-intensity laser radiation depends on its modulation frequency. *Journal of Optical Technology*, 2008, vol. 75, no. 9, pp. 546–552.
9. Baranov V.N., Khlinov M.A. Novyi apparat dlya fotopunktury [A new device for photopuncture]. *Lazernaya meditsina*, 2011, vol. 15, no. 2, p. 248.
10. Dunaev A.V., Evstigneev E.V., Shalobaev E.V. *Lazernye terapevticheskie ustroystva* [Laser therapeutic devices]. Orel, OrelSTU Publ., 2005, 143 p.
11. Efimenko A.V., Monakhov Yu.S., Petrov A.A. Perspektivnye konstruksii optiko-mekhanicheskikh deflektorov dlya upravleniya lazernym luchom [Promising designs of optomechanical deflectors for laser beam control]. *Scientific and Technical Journal of Information Technologies, Mechanics and Optics*, 2006, no. 5 (28), pp. 68–74.
12. Shalobaev E.V., Yurkova G.N., Efimenko V.T., Efimenko A.V., Leont'eva N.V. Skaniruyushchie lazernye ustanovki v meditsine [Scanning laser installation in medicine]. *Scientific and Technical Journal of Information Technologies, Mechanics and Optics*, 2001, no. 4, pp. 147–150.
13. Khlynov M.A., Baranov V.N., Rashev R.R. Printsipy postroeniya i apparaturnaya realizatsiya mnogofunktsional'nykh terapevticheskikh ustroystv [Principles of design and hardware implementation of a multi-functional therapeutic devices]. *Izv. vuzov. Povolzhskii region. Tekhnicheskie nauki*, 2011, no. 4 (20), pp. 159–166.
14. Bisco I.I. Use of the laser beam in acupuncture. *Acupuncture and Electro-Therapeutics Research*, 1980, vol. 5, no. 1, pp. 29–40.
15. Kertesz I., Fenyó M., Mester E., Bathory G. Hypotetical model for laser biostimulation. *Optics and Laser Technology*, 1982, vol. 14, no. 1, pp. 31–32. doi: 10.1016/0030-3992(82)90064-0
16. Ovechkin A.M. *Osnovy chzhen-tszyu terapii* [Basics of chzhen-czyu therapy]. Saransk, Golos Publ., 1991, 417 p.
17. Romodanov A.P., Bogdanov G.B., Lyashchenko D.S. *Pervichnye mekhanizmy deistviya igloukalyvaniya i prizhiganiya* [Primary mechanisms of action of acupuncture and moxibustion]. Kiev, Vysha shkola Publ., 1984, 112 p.
18. Tykochinskaya E.D. *Osnovy iglorefleksoterapii* [Basics of acupuncture]. Moscow, Medicine Publ., 1979, 340 p.
19. Barth S. Laserwirkund und Interzellulare kommunikation. *Proc. of Laser International Congress on Laser in Medicine and Surgery*. Bologna, 1985, p. 231.
20. Zaguskin S.L. A hypothesis of possible physical nature of signals of intracellular and intercellular synchronization of protein synthesis rhythms. *Biology bulletin*, 2004, no. 4. pp. 319–323. doi: 10.1023/B:BIBU.0000036933.45374.a0
21. Cheong W.-F., Prael S.A., Welch A.J. A revive of the optical properties of biological tissues. *IEEE Journal of Quantum Electronics*, 1990, vol. 26, no. 12, pp. 2166–2185. doi: 10.1109/3.64354
22. Danilov A.A., Masloboev Yu.P., Selishchev S.V., Tereshchenko S.A. Experimental determination of radiation scattering and absorption coefficients in a homogeneous layer of highly dispersive biological medium. *Biomedical engineering*, 2006, vol. 40, no. 4, pp. 175–179. doi: 10.1007/s10527-006-0072-0

- Баранов Владимир Николаевич** – доктор медицинских наук, профессор кафедры, Тюменский государственный нефтегазовый университет, Тюмень, Россия, baranov@tsogu.ru
- Качалин Александр Сергеевич** – аспирант, Тюменский государственный нефтегазовый университет, Тюмень, Россия, alekskachalin@mail.ru
- Бочков Михаил Сергеевич** – аспирант, Тюменский государственный нефтегазовый университет, Тюмень, Россия, montoya007@mail.ru
- Vladimir N. Baranov** – D.Sc., Professor, Tyumen State Oil and Gas University, Tyumen, Russia, baranov@tsogu.ru
- Alexander S. Kachalin** – postgraduate, Tyumen State Oil and Gas University, Tyumen, Russia, alekskachalin@mail.ru
- Mikhail S. Bochkov** – postgraduate, Tyumen State Oil and Gas University, Tyumen, Russia, montoya007@mail.ru

Принято к печати 25.02.14

Accepted 25.02.14