Проведенные исследования предлагаемого компьютеризированного тренажера, обладающего оригинальностью технических и методических решений, позволяют рассматривать его как эффективное средство восстановления функции движения у больных с двигательными нарушениями, обусловленными заболеваниями ЦНС.

Список литературы:

1. *Черникова Л.А., Устинова К.И., Иоффе М.Е., Ермолаева Ю.А., Слива С.С., Девликанов Э.О., Переяслов Г.А.* // Бюллетень СО РАМН. 2004. № 3. С. 85-91.
2. *Устинова К.И., Черникова Л.А., Матвеев Е.В., Лукьянова Ю.А., Алешкин Д.В., Васильев А.А.* // Мед. техника. 2000. № 6. С. 35-40.
3. *Устинова К.И., Черникова Л.А., Иоффе М.Е.* Биоуправление – 4. Теория и практика. Сб. науч. тр. – Новосибирск, 2002. С. 185-189.
4. *Geurts A.C.H., de Haart M., van Nes I.J.W. and Duysens J.* // Gait & Posture. 2005. Vol. 22. Issue 3. PP. 267-281.

Владимир Андреевич Дубовский,
ст. научный сотрудник,
лаборатория эргатических систем,
ГНУ «Объединенный институт
машиностроения Национальной
академии наук Беларуси»,
Республика Беларусь,
г. Минск,
e-mail: v_dubovsky@tut.by

В.Ю. Плавский, А.Б. Рябцев, И.А. Леусенко, В.А. Мостовников, Г.Р. Мостовникова, Л.Г. Плавская, А.И. Третьякова, А.В. Мостовников

ПРИНЦИПЫ СОЗДАНИЯ МНОГОФУНКЦИОНАЛЬНОЙ АППАРАТУРЫ ДЛЯ НИЗКОИНТЕНСИВНОЙ ЛАЗЕРНОЙ И МАГНИТОЛАЗЕРНОЙ ТЕРАПИИ

Аннотация

Разработаны принципы построения многофункционального (универсального) многоцветного терапевтического аппарата, обеспечивающего возможность проведения лазерного и магнитолазерного воздействия по всем методикам, принятым в настоящее время в фототерапии, включая: локальную и зональную магнитолазеротерапию при наружном воздействии; полостную лазеротерапию; внутрисуставные и внутритканевые воздействия (метод фотоблокад); внутрисосудистое (внутривенное) воздействие на кровь с использованием одноразовых стерильных световодных насадок с иглой; надсосудистое (транскутанное) магнитолазерное воздействие на кровь; лазерную акупунктуру (воздействие на биологически активные точки и зоны), а также сочетание указанных технологий. Многофункциональность аппарата, реализованного с использованием современной элементной базы лазерных диодов, достигнута за счет разработанных авторами технических решений, основанных на применении коллиматора, установленного с возможностью перемещения вдоль оптической оси лазерного излучателя. Перемещение коллиматора относительно лазерного диода, генерирующего сильно расходящееся излучение, позволяет за счет изменения расходимости светового потока либо регулировать размеры светового пятна на теле пациента, либо фокусировать излучение на входной торец моноволоконного световода, применяемого для внутриполостных, внутритканевых и внутрисосудистых воздействий.

Современные технологии лазерной терапии предполагают разнообразные способы воздействия оптическим излучением для реализации его регуляторного влияния на организм человека: воздействие на очаги поражения наружной локализации; воздействие на проекции внутренних органов через кожный покров; воздействие на очаги поражения внутриполостной локализации; надвенное (чрескожное) воздействие на кровь; внутрисосудистое (внутривенное) облучение крови с использованием одноразовых стерильных световодных систем; внутрисуставные и внутритканевые воздействия (метод фотоблокад); воздействие на биологически активные точки (лазерная акупунктура) и рефлексогенные зоны (зоны Захарьина-Геда) [1]-[10].

В качестве источников излучения в фототерапевтических аппаратах в настоящее время используются преимущественно лазерные диоды (полупроводниковые лазеры) видимой и ближней инфракрасной областей спектра. Благодаря возможности выбора длины волны излучения в широком диапазоне, компактности, отсутствию высокого напряжения в источниках питания, малой потребляемой мощности, отсутствию хрупких стеклянных компонентов, легко реализуемой возможности изменения воздействующих параметров (мощности излучения, частоты следования импульсов), надежности и долговечности, коммерческой доступности и т. п., указанные полупроводниковые излучатели практически вытеснили другие типы лазеров из современной серийно выпускаемой (сертифицированной) терапевтической аппаратуры [8].

Вместе с тем использование лазерных диодов в качестве источника излучения многофункционального терапевтического аппарата создает определенные сложности для реализации конструктивных

решений, обеспечивающих возможность воздействия с использованием одного излучателя на очаги поражения как наружной, так и внутриполостной (внутритканевой) локализаций, а также для интракорпорального воздействия на кровь. Причина возникающих проблем – высокая расходимость излучения у лазерных диодов, к тому же отличающаяся в плоскости *p-n*-перехода и в перпендикулярной ему плоскости.

Наиболее простой подход, который широко применялся в первых терапевтических аппаратах на основе полупроводниковых лазеров, заключался в использовании для доставки излучения к телу пациента жестко фиксированного к излучателю длинного (~1,0...1,5 м) моноволоконного световода (с диаметром светопроводящего сердечника ~400...600 мкм), дистальный конец которого помещался в ручку-манипулятор. Недостатком такой системы является практически полная деполяризация излучения на дистальном конце световода [8], что согласно [10]-[21] может существенно сказываться на биологическом и терапевтическом действии света.

По этой причине разработаны и достаточно широко применяются фототерапевтические аппараты, предусматривающие воздействие лазерным излучением на патологические очаги полостной локализации через короткий сменный световодный инструментарий, оптически связанный с диодным излучателем [5]-[7]. При этом (в отличие от первого поколения терапевтической аппаратуры на базе полупроводниковых лазеров) диодный излучатель пространственно отделен от источника питания и соединен с ним с помощью гибкого электрического кабеля. Как правило, световодная насадка в этом случае выполнена из прямой или изогнутой трубки из нержавеющей стали длиной 11...18 см, внутри которой расположен моноволоконный кварцполимерный световод диаметром 0,6...1,0 мм. Чаще всего ввод излучения лазерного диода в световод осуществляется без использования дополнительных оптических элементов (за счет подведения входного торца световода непосредственно к выходному окну источника излучения), иногда – посредством короткофокусной линзы, фокусирующей излучение на входной торец световодной насадки [5]-[7]. Такое техническое решение выгодно тем, что степень поляризации излучения на выходе лазерного диода величиной $p \approx 0{,}9$ снижается незначительно и составляет $p \approx 0{,}8$ [8]. Наружное же воздействие в этом случае на выходе световода осуществляется без световодного инструментария за счет манипулирования собственно лазерным излучателем. Недостаток данного конструктивного решения заключается в необходимости поддержания фиксированного расстояния между лазерным излучателем и поверхностью тела в процессе всего сеанса фототерапии длительностью 5...10 мин. В противном случае из-за сильной расходимости излучения, которая у лазерных диодов составляет до 45°, изменение расстояния излучатель–поверхность тела приводит к изменению площади светового пятна и соответственно к изменению плотности мощности воздействующего излучения, определяющего эффективность лечения. Кроме того, использование сильно расходящегося излучения не позволяет проводить эффективное воздействие на глубоко локализованные очаги поражения из-за быстрого снижения в ткани интенсивности воздействующего фактора.

В этой связи ряд авторов [1], [8] рекомендует осуществлять наружные неинвазивные воздействия не расфокусированным на весь патологический очаг лазерным излучением низкой плотности мощности, а коллимированным лучом, обеспечивая достаточно высокую интенсивность воздействующего излучения, не зависящую от расстояния излучатель–поверхность тела. В этом случае воздействие осуществляют на несколько точек в области патологического очага с оптимальной плотностью мощности светового потока. Однако известная аппаратура на базе полупроводниковых лазеров, как правило, не предусматривает возможности воздействия коллимированным излучением.

Как показывает проведенный анализ известных конструктивных подходов к построению лазерной терапевтической аппаратуры, реализация всей совокупности способов воздействия лазерным излучением для проведения фототерапии с использованием одного излучателя является зачастую либо малоэффективной, либо требует использования набора мелких сменных оптических элементов (микрообъективов с различным фокусным расстоянием), что создает известные неудобства при эксплуатации изделия.

Задача настоящей работы – разработка принципов построения многофункционального (универсального) фототерапевтического аппарата на основе лазерных диодов, обеспечивающего возможность проведения наиболее эффективной лазерной терапии независимо от локализации патологического очага у пациента.

Особенности конструктивных решений лазерного излучателя терапевтического аппарата с подвижным коллиматором

Отличительной особенностью конструкции разработанного нами многофункционального фототерапевтического аппарата для лазерной и магнитолазерной терапии является использование коллиматора, способного перемещаться вдоль оптической оси излучателя, что приводит к изменению расстояния между коллиматором и лазерным диодом. Вследствие сильной расходимости излучения лазерного диода такое перемещение коллиматора сопровождается изменением расходимости светового потока на выходе излучателя [22].

Сущность предложенного конструктивного решения излучателя лазерного терапевтического аппарата, обеспечивающего возможность воздействия на очаги поражения наружной локализации коллимированным и расходящимся излучением, включая воздействие в присутствии постоянного магнитного поля (метод магнитолазерной терапии), поясняет *рис. 1а-в*.

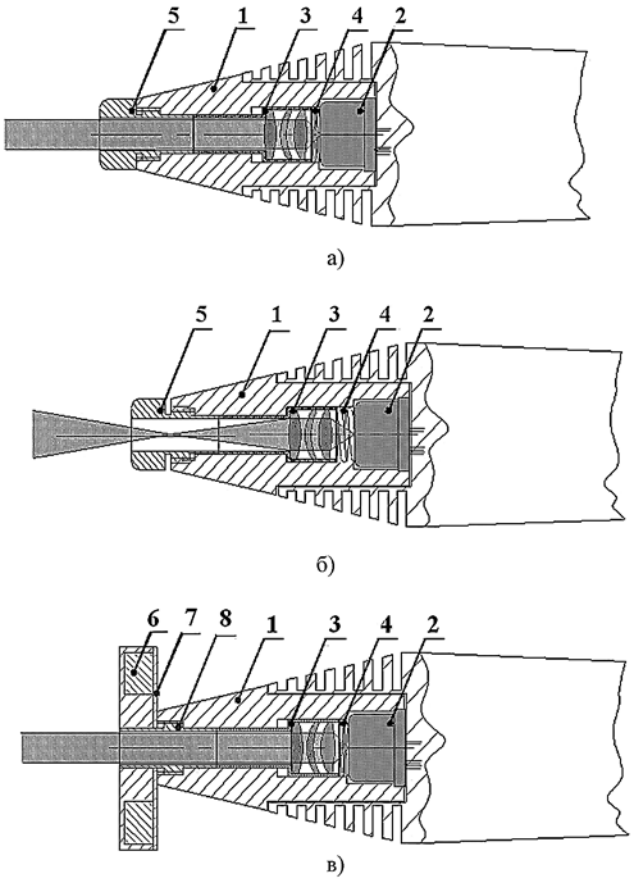

Рис. 1. Конструктивное решение излучателя лазерного терапевтического аппарата, обеспечивающее возможность воздействия на очаги поражения наружной локализации коллимированным (а), (в) и расходящимся (б) излучением, включая проведение магнитолазерной терапии (в): 1 – корпус излучателя; 2 – лазерный диод; 3 – оптический коллиматор; 4 – пружина сжатия; 5 – насадка фокусирующая; 6 – насадка магнитная

Как следует из *рисунка*, разработанный нами лазерный терапевтический аппарат содержит излучатель, в корпусе 1 которого установлен лазерный диод 2, а также коллиматор 3, предназначенный для изменения угла расходимости лазерного излучения за счет перемещения вдоль оптической оси. Между лазерным диодом 2 и коллиматором 3 установлена пружина сжатия 4. Ее размещение в излучателе не препятствует прохождению излучения от лазерного диода 2 к коллиматору 3. На торце корпуса 1 лазерного излучателя размещается полая фокусирующая насадка 5, глубина «погружения» которой в лазерный излучатель регулируется с помощью резьбового соединения. Пружина 4, разжимаясь, стремится удерживать коллиматор 3 на максимально возможном расстоянии от лазерного диода 2. Следовательно максимальное удаление коллиматора от источника излучения определяется положением полой насадки 5. Внешний диаметр корпуса коллиматора 3 и внутренний диаметр отверстия в корпусе 1 излучателя согласованы так, чтобы коллиматор 3 передвигался по скользящей посадке под силой упругости пружины 4. Корпус коллиматора 3 несколько удлинен для уменьшения возможности его углового отклонения от оптической оси при перемещении. Оптические параметры коллиматора 3 и диапазон его перемещения в корпусе 1 излучателя рассчитаны таким образом, чтобы при максимальном удалении коллиматора 3 от источника лазерного излучения 2 (*рис. 1б*) размеры светового пятна не выходили за пределы рабочей апертуры входной линзы коллиматора. В этом случае при работе аппарата с фокусирующей (*рис. 1а*, *б*), магнитной (*рис. 1в*) и акупунктурной (*рис. 2*) насадками, а также со световодным инструментарием (*рис. 3*) различного назначения (воздействие на очаги поражения внутриполостной локализации, внутривенное облучение крови и т. д.) при закручивании по резьбе до упора соответствующей сменной насадки обеспечивается ее работоспособность в соответствии с функциональным назначением.

Как следует из *рис. 1а*, *б*, при использовании аппарата для воздействия на очаги поражения наружной локализации плавное изменение расходимости излучения осуществляется с помощью фокусирующей насадки 5. Ввинчивание насадки 5 в корпус излучателя 1 приводит к перемещению коллиматора 3 к лазерному диоду 2 (пружина 4 при этом сжимается). Длина резьбовой части насадки 5 выбирается таким образом, чтобы при ее закручивании до упора в корпус 1 излучателя коллиматором 3 обеспечивалась минимальная расходимость излучения (получение коллимированного луча) (*рис. 1а*). В этом случае при воздействии на очаги поражения наружной локализации плотность мощности лазерного излучения не изменяется при изменении расстояния от излучателя до тела пациента. При вывинчивании насадки 5 из корпуса 1 излучателя пружина 4 выталкивает коллиматор 3, увеличивая его расстояние от лазерного диода 2. Соответственно изменяются расходимость лазерного излучения на выходе излучателя и размер светового пятна на теле пациента (*рис. 1б*).

Таким образом, применение подвижного коллиматора позволяет изменять расходимость излучения и с помощью одного излучателя реализовывать воздействия как коллимированным лучом, так и расходящимся излучением, изменяя при этом размеры светового пятна на теле пациента без изменения расстояния между излучателем и поверхностью тела пациента. Следует отметить, что функцию фокусирующей насадки 5 может осуществлять и магнитная насадка 6 (*рис. 1в*), выполненная на базе постоянного кольцевого магнита. Указанная насадка при движении по резьбе также изменяет положение коллиматора 3 относительно лазерного диода 2. Особенности конструктивного решения магнитной насадки 6, обеспечивающие повышенную напряженность магнитного поля в зоне действия лазерного излучения за счет использования полых сердечников 7, 8 из магнитомягких материалов, были детально рассмотрены ранее в [23]. Предложенная в [23] конструкция магнитной насадки обеспечивает создание в зоне действия оптического излучения

магнитного поля с индукцией B = 75 мТл, близкой к значению над проекцией тела магнита. При этом сочетанное использование лазерного излучения и постоянного магнитного поля приводит к усилению регуляторных возможностей указанных физических факторов за счет синергизма их действия [14], [21], [23]-[25]. Считается, что в основе эффекта синергизма лежит эквивалентность (общность) механизмов биологического действия указанных физических факторов, заключающихся в ориентационном влиянии электрического поля световой волны лазера и магнитного поля на биологические структуры с жидкокристаллическим характером упорядочения (мембраны клеток, мультиферментные комплексы), ответственные за регуляцию метаболизма. При этом в присутствии магнитного поля повышается чувствительность надмолекулярных образований к светоиндуцированным конформационным перестройкам. Данный вывод следует из исследований, проведенных нами в [14], [25] при контроле митотической активности клеток в культуре в условиях воздействия следующих физических факторов: а) лазерного излучения; б) постоянного магнитного поля; в) лазерного излучения в присутствии постоянного магнитного поля. Показано, что при одновременном действии на монослой клеток поля лазерного излучения и магнитного поля наблюдается более выраженное влияние на функциональную активность клеток, чем при воздействии каждого из факторов в отдельности. Причем в присутствии магнитного поля оптимальный фотобиологический эффект наблюдается при меньшей интенсивности лазерного излучения, чем в отсутствие магнитного поля. Похожая закономерность отмечается также и при воздействии указанных факторов на эмбрионы рыб – удобную модель для исследования закономерностей биологического действия факторов физической природы [21].

Следует отметить, что метод магнитолазерной терапии нашел широкое применение в клинической практике и, в частности, в технологиях чрескожного (транскутанного) воздействия на кровь [1], [2], [5]-[9]. Для реализации данного метода фототерапии разработанный нами аппарат содержит дополнительную насадку, выполненную в виде цилиндрического стакана (высота стенки составляет ~5 мм), в центре дна которого имеется отверстие. Насадка фиксируется на локтевом суставе с помощью «липкой» ткани таким образом, чтобы отверстие находилось над проекцией вены. После ввода в насадку лазерного излучателя с источником постоянного магнитного поля (кольцевого магнита) лазерное излучение воздействует непосредственно на проекцию вены. При этом стенки стакана являются направляющими для магнитной насадки, что исключает возможность смещения излучателя во время процедуры магнитолазерной терапии. Типичные плотности мощности излучения, используемого для процедуры надвенного чрескожного магнитолазерного воздействия на кровь, составляют 80...100 мВт/см^2. Как правило, используется коллимированное непрерывное излучение красной области спектра с длиной волны 670 нм и с индукцией постоянного магнитного поля в зоне действия лазерного излучения 50...75 мТл. Наиболее широкое распространение данная технология нашла для лечения кардиологических заболеваний (артериальная гипертензия, ишемическая болезнь сердца, инфаркт миокарда, острая коронарная недостаточность, пороки сердца и др.).

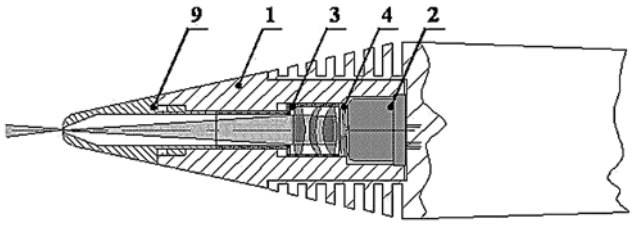

Рис. 2. Конструктивное решение излучателя лазерного терапевтического аппарата, обеспечивающее возможность воздействия на точки акупунктуры: 1 – корпус излучателя; 2 – лазерный диод; 3 – оптический коллиматор; 4 – пружина сжатия; 9 – насадка полая акупунктурная

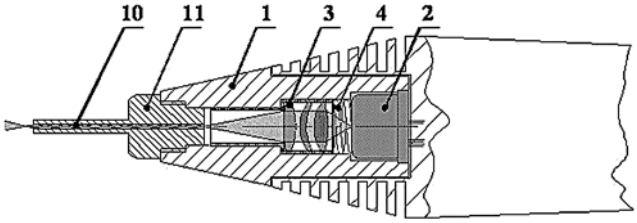

Рис. 3. Конструктивное решение излучателя лазерного терапевтического аппарата, обеспечивающее возможность внутриполостных и внутрисосудистых воздействий с помощью моноволоконного световода: 1 – корпус излучателя; 2 – лазерный диод; 3 – оптический коллиматор; 4 – пружина сжатия; 10 – моноволоконный световод, 11 – насадка, фиксирующая моноволоконный световод

При использовании аппарата для рефлексотерапии путем проведения лазерной пунктуры или лазерной акупрессуры вместо фокусирующей насадки *5* в виде полой втулки (*рис. 1а*, *б*) в излучатель вкручивается насадка 9, выполненная в виде полого конуса, вершина которого заканчивается полусферой (*рис. 2*). При этом длина резьбовой части насадки 9 и размеры ее внутренней полости рассчитаны таким образом, чтобы при ее закручивании до упора излучение лазерного диода 2 (за счет перемещения коллиматора 3) фокусировалось на поверхность контакта насадки 9 с телом пациента и не экранировалось ее внутренними стенками. Такое конструктивное решение акупунктурной насадки имеет ряд преимуществ перед аналогами, выполненными на базе моноволоконных световодов, экранирующих и рассеивающих лазерное излучение в результате загрязнения и появления механических дефектов (царапин и микротрещин) на поверхности светопроводящего сердечника при его трении об ороговевшую кожу пациента. При использовании акупунктурной насадки 9 предложен-

ной нами конструкции, в случае загрязнения ороговевшими частичками кожи выходного отверстия насадки (при длительном использовании аппарата для проведения лазерной акупрессуры или пунктуры), оно может быть легко очищено с помощью катетера соответствующего диаметра.

Как уже отмечалось, разработанный нами лазерный терапевтический аппарат пригоден также для воздействия на очаги поражения внутриполостной локализации и для внутрисосудистых (внутритканевых) воздействий (*рис. 3*). При таком использовании аппарата моноволоконный световод 10 фиксируется в насадке 11. При закручивании насадки 11 до упора в излучатель 1 коллиматор 3 перемещается в положение, обеспечивающее фокусировку излучения лазерного диода 2 на входной торец моноволоконного световода 10. В случае применения аппарата для воздействия на очаги поражения, расположенные в близлежащих полостях (полость рта, носа, женской половой сферы и др.), световодная насадка может быть выполнена из прямой или изогнутой на дистальном конце трубки из нержавеющей стали длиной 10...15 см, внутри которой герметично зафиксирован моноволоконный световод диаметром светопроводящей жилы » 1,0 мм. Для внутривенного облучения крови, реализации метода фотоблокад (наиболее часто применяемого для снятия болевого синдрома при неврологических проявлениях остеохондроза позвоночника [26]) и внутрисуставных воздействий (на суставной хрящ и другие внутрисуставные структуры) используются одноразовые стерильные световоды длиной 18...20 см, входной конец которых фиксируется в насадке 11, а дистальный конец вводится в иглу для инъекций. Как правило, для удобства ввода в иглу диаметр светопроводящего сердечника в этом случае не превышает 100...150 мкм (внутренний диаметр иглы ≈ 700 мкм). Возможно также использование данной конструкции излучателя для проведения процедур фототерапии путем воздействия на внутриполостные очаги поражения глубокой локализации (язвы желудка и двенадцатиперстной кишки, урологические заболевания и т. п.) с помощью фиброгастроэндоскопа, цистоскопа и т. п. В этом случае световод с диаметром светопроводящей жилы ≈ 400 мкм помещается в гибкий полимерный катетер с наружным диаметром не более 1,6 мм. Длина световода такого назначения обычно составляет 1,5...2,0 м.

Следует отметить, что предложенное конструктивное решение излучателя фототерапевтического аппарата не требует какой-либо дополнительной юстировки оптической системы при замене насадки одного типа на насадку другого типа.

Особенности конструктивных решений лазерного модуля, обеспечивающего преобразование длины волны излучения многофункционального терапевтического аппарата

Все варианты лазерного воздействия (на очаги поражения наружной и внутриполостной локализации, биологически активные точки), а также внутривенное облучение крови могут быть осуществлены и в случае преобразования длины волны излучения полупроводникового лазера путем накачки активного элемента твердотельного лазера (*рис. 4а*) и с последующим удвоением частоты генерации с помощью нелинейного кристалла (*рис. 4б*).

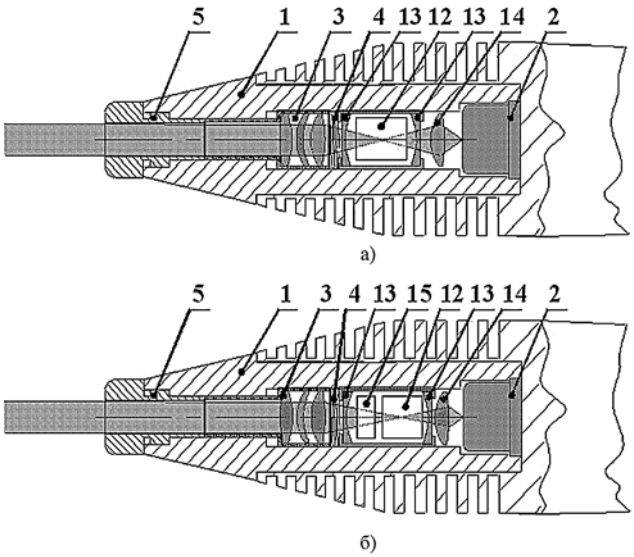

Рис. 4. Конструктивное решение излучателя лазерного терапевтического аппарата, обеспечивающее возможность наружных воздействий излучением различного спектрального диапазона: 1 – корпус излучателя; 2 – лазерный диод; 3 – оптический коллиматор; 4 – пружина сжатия; 5 – насадка полая фокусирующая; 12 – твердотельный активный элемент; 13 – зеркала резонатора; 14 – фокусирующая линза; 15 – нелинейный кристалл

Преобразование излучения лазерного диода 2 осуществляется активным элементом 12, расположенным в оптическом резонаторе, образованном зеркалами 13. Устройство фокусировки 14 обеспечивает согласование размеров светового пятна излучения лазерного диода с размерами активного элемента, которые обычно не превышают нескольких миллиметров. Необходимый спектральный диапазон на выходе излучателя определяется как характеристиками лазерного диода 2, так и типом твердотельного активного элемента 12, применяемого для преобразования излучения накачки. Так, для мощных AlGaAs лазерных диодов, генерирующих излучение с длиной волны λ = 805...808 нм, в качестве активных элементов могут быть использованы кристаллы, активированные ионами редких земель (неодим Nd^{3+} и туллий Tm^{3+}). В этом случае может быть получена генерация твердотельного лазера на длинах волн 0,94, 1,06, 1,32 мкм (активный элемент – иттрий-аллюминиевый гранат, легированный ионами неодима) или 1,9 мкм (активный элемент – калий иттриевый вольфрамат, легированный ионами тулия) [27]-[29].

Вышерассмотренная схема (*рис. 4а*) преобразования излучения лазерного диода позволяет получить генерацию на длине волны большей, чем длина волны излучения накачки. В случае необходимости преобразования длины волны излучения лазерного диода 2 в излучение более коротковолновой области спектра внутри резонатора 13, кроме активного элемента 12 размещается нелинейный кристалл 15 (*рис. 4б*). Использование нелинейных кристаллов позволяет (методами генерации оптических гармоник) преобразовать длину волны излучения твердотельного лазера (генерирующего в инфракрасной области спектра) в излучение видимой области спектра. Так, при использовании лазерного диода с длиной волны λ = 805...808 нм с активной средой иттрий-аллюминиевого граната, легированного ионами неодима, с помощью нелинейного кристалла трибората лития (LBO) получена генерация в синей области спектра на длине волны 0,47 мкм (вторая гармоника от 0,94 мкм), в зеленой области спектра на длине волны 0,53 мкм (вторая гармоника от 1,06 мкм) и в красной области спектра на длине волны 0,67 мкм (вторая гармоника от 1,3 мкм) [27], [28].

Следует отметить, что целесообразность использования излучения различного спектрального диапазона обусловлена как отличающейся глубиной проникновения излучения в биологические ткани, так и возможностью значительного усиления терапевтической эффективности указанного физического фактора за счет комбинированного (последовательного) действия излучения синей и красной, а также инфракрасной и красной областей спектра [1], [5]-[9]. При этом спектральный диапазон 600...1200 нм (красная и ближняя инфракрасная области спектра) соответствует так называемому окну прозрачности биологических тканей [2], [8]. В этой области наблюдается наибольшая глубина проникновения оптического излучения, которая по разным оценкам составляет 3...7 мм. В настоящее время промышленностью ряда стран выпускаются коммерчески доступные лазерные диоды, генерирующие излучение с длиной волны 0,67, 0,78; 0,81; 0,84, 0,85; 0,89; 0,905, 0,98; 1,06 мкм, соответствующее «окну прозрачности» биологических тканей [8]. На базе вышеуказанных лазерных диодов нами реализованы многофункциональные терапевтические аппараты с использованием коллиматора, перемещающегося вдоль оптической оси излучателя.

В отличие от излучения красной и ближней инфракрасной областей спектра глубина проникновения излучения синего спектрального диапазона не превышает 0,5...1,0 мм. Однако, при комбинированном (последовательном) действии света синей и красной областей спектра отмечается (в сравнении с другими вариантами фототерапии) наиболее выраженный эффект лечения травм конечностей, трофических язв, заболеваний суставов, болезней женской половой сферы, кожных заболеваний и др. [1], [8]. Имеются также объективные подтверждения эффективности таких воздействий на созревание субхондральной кости и показатели иммунной системы в условиях искусственно вызванной травмы наружного мыщелка бедра коленного сустава кролика [1], [30]. Указанными исследованиями установлено, что последовательное воздействие по 1 мин на 6 точек в окружении раны и 4 точки в области печени коллимированным излучением синей и красной областей спектра при плотности мощности 100...120 мВт/см^2 приводит к выраженной стимуляции оссификации и минерализации субхондральной кости в области раны, способствует пролиферации молодых остеогенных клеток и кальцификации матрикса костной ткани. Значительное ускорение восстановления субхондральной костной ткани за счет синергизма действия различных факторов наблюдается также при сочетанном действии лазерного излучения плотностью мощности 70...80 мВт/см^2 и постоянного магнитного поля с магнитной индукцией B = 50...75 мТл [30]. Следует отметить, что при комбинированном воздействии излучения синей и красной областей спектра и сочетанном действии лазерного излучения и магнитного поля наблюдаются также более выраженные, чем при воздействия излучения красной области спектра, альтерация структуры печени у экспериментальных животных и изменение функциональной активности гепатоцитов и элементов иммунной системы печени [30].

Таким образом, результаты исследования комбинированного действия лазерного излучения различного спектрального диапазона и сочетанного действия лазерного излучения и магнитного поля свидетельствуют о необходимости создания на современной элементной базе аппаратуры, обеспечивающей реализацию таких технологий, в том числе и за счет диодной накачки твердотельных лазерных систем и последующего преобразования излучения нелинейным кристаллом.

Учитывая, что размеры базы резонатора твердотельного лазера с диодной накачкой не превышают нескольких миллиметров, для излучения твердотельного лазера характерна достаточно высокая расходимость. Поэтому для аппарата с преобразованием длины волны излучения лазерного диода также возможно использование предложенной нами оптической системы с подвижным коллиматором для регулирования размеров светового пятна на теле пациента (при воздействии на очаги поражения наружной локализации) или для ввода излучения в волоконно-оптическую систему с целью транспортировки излучения к патологическим очагам внутриполостной локализации. Естественно, что параметры коллиматора 3, а также геометрические размеры корпуса 1 излучателя и насадки 5 должны быть рассчитаны с учетом расходимости излучения. При оптимизации указанных параметров ввинчивание по резьбе фокусирующей насадки 5 позволяет регулировать расходимость излучения на выходе аппарата (включая обеспечение возможности получения коллимированного светового потока). Сохраняется также возможность ввода излучения с помощью волоконных световодных насадок различного функционального назначения.

Таким образом, предложенное конструктивное решение лазерного излучателя с подвижным коллиматором позволяет реализовывать возможность наружных и внутриполостных (внутрисосудистых) воздействий излучением различного спектрального диапазона.

Аппаратурная реализация многоцветной многофункциональной установки для низкоинтенсивной лазерной и магнитолазерной терапии и эффективность ее использования в клинической практике

Идея создания многоцветного многофункционального фототерапевтического аппарата, обеспечивающего за счет использования подвижного коллиматора возможность воздействия лазерным излучением на очаги поражения наружной и внутриполостной локализации, реализована нами в аппаратах «Родник-1», «Снаг» с использованием источников синего (0,47 мкм), красного (0,67 мкм), ближнего инфракрасного (0,78; 0,81; 0,85; 0,89; 0,98; 1,06 мкм) диапазонов. Все источники за исключением лазера с длиной волны 0,89 мкм генерируют в непрерывном режиме. Для импульсного лазера мощность излучения на выходе коллиматора составляет 5 Вт, длительность импульса ~100 нс, частота следования импульсов изменяется в диапазоне 75...4800 Гц. Мощность излучения непрерывных источников на выходе коллиматора может изменяется от 1 до 500 мВт. Для указанного типа лазерных источников предусмотрена возможность модуляции по интенсивности лазерного излучения в диапазоне 1...100 Гц. Необходимость введения данной опции была обоснована экспериментально в работах [21], [31], [32], в которых было показана возможность усиления биологической активности оптического излучения за счет модуляции его интенсивности с частотой 50...70 Гц. При увеличении частоты модуляции выше 100 Гц величина стимулирующего действия практически не отличается от таковой для непрерывного излучения. Следует отметить, что результаты влияния модуляции оптического излучения на его биологическую активность не распространяются на зависимость терапевтического эффекта от частоты следования импульсов наносекундного диапазона (излучение с длиной волны 0,89 мкм). Для лазерных аппаратов импульсного режима генерации [длительность импульса $\tau = (100 \pm 50)$ нс] увеличение частоты следования импульсов сопровождается ростом средней плотности мощности воздействующего излучения, что и является определяющей причиной изменения биологического и терапевтического эффектов [8].

Созданный нами многоцветный многофункциональный аппарат с подвижным коллиматором реализован на базе универсального блока питания, обеспечивающего одновременную работу до 4 излучателей с независимым управлением параметрами излучения каждого. Блок-схема аппарата приведена на *рис. 5*.

Количество излучателей в аппарате, их спектральные характеристики и параметры мощности

Рис. 5. Блок–схема многоцветного многофункционального аппарата для низкоинтенсивной лазерной и магнитолазерной терапии

определяются потребителем в зависимости от предполагаемых областей использования. Для всех излучателей лазерные диоды работают в режиме стабилизации оптической мощности, что обеспечивает постоянство интенсивности воздействующего фактора независимо от температуры излучателя. Отметим, что в медицинских технологиях внутривенного воздействия на кровь с использованием одноразовых стерильных световодов с иглой применяется излучение непрерывного режима красной и ближней инфракрасной областей спектра. Мощность излучения контролируется на выходе световода и регулируется в диапазоне 1...5 мВт. Длительность процедуры внутривенного лазерного облучения крови (ВЛОК), как правило, составляет 15...20 мин.

Высокая терапевтическая эффективность и широкие функциональные возможности разработанной аппаратуры, обеспечивающие воздействие лазерным излучением на очаги поражения наружной и внутриполостной локализации, внутрисуставные и внутритканевые воздействия (метод фотоблокад), внутрисосудистое и транскутанное воздействие на кровь, воздействие на биологически активные точки и зоны (лазерная акупунктура), а также сочетание указанных технологий, способствовали широкому распространению аппаратов «Родник-1» и «Снаг» в клинических учреждениях Республики Беларусь [8]. При этом многофункциональность разработанной аппаратуры достигнута за счет возможности: а) изменения мощности воздействующего излучения в широком диапазоне; б) применения сменных волоконно-оптических приспособлений, характеризующихся различной диаграммой направленности излучения; в) использования различных режимов воздействующего излучения (непрерывный, модулированный и импульсный с регулировкой частоты следования импульсов или модуляции излучения); г) использования источников излучения различных длин волн, характеризующихся различной глубиной проникновения в биологическую ткань.

Важно подчеркнуть, что включение разработанной многоцветной многофункциональной аппаратуры и технологий [33] в арсенал средств современной медицины выгодно как с социальной, так и с экономической точек зрения, т. к. сокращает сроки лечения, не вызывает побочных эффектов, позволяет сократить или отказаться от применения ряда дорогостоящих лекарственных препаратов [8]. Независимый экономический расчет, проведенный Белорусским государственным экономическим университетом на основании двухлетней выборки больничных листов травматологических отделений 6-й городской клинической больницы г. Минска, показал, что если при оперативном лечении больных с закрытыми переломами костей голени сроки временной нетрудоспособности в контрольной группе (где лазерное излучение не использовалось) составляли (173 ± 5) дней, а в группе, где в комплексное лечение включалось воздействие только излучением красной области спектра, – (156 ± 3) дней, то при комбинированном (последовательном) воздействии лазерным излучением синей и красной областей спектра, осуществляемом с использованием разработанной нами аппаратуры, сроки временной нетрудоспособности не превышали (141 ± 4) дней.

Список литературы:

1. *Крюк А.С., Мостовников В.А., Хохлов И.В., Сердюченко Н.С.* Терапевтическая эффективность низкоинтенсивного лазерного излучения. – Минск, 1986. 328 с.
2. Лазеры в клинической медицине. Руководство для врачей / Под ред. С.Д. Плетнева. – М., 1996. 432 с.
3. *Baxter G.D.* Therapeutic Lasers: Theory & Practice. – Edinburgh, 1994. 259 p.
4. *Tuner J., Hode L.* Laser Therapy Handbook. – Grangesberg, 2004. 590 p.
5. *Москвин С.В., Буйлин В.А.* Основы лазерной терапии. – Тверь, 2008. 256 с.
6. Лазерная медицинская техника. Каталог-справочник по странам СНГ и Прибалтики. – М.: Лазерная ассоциация, 2008. 104 с.
7. *Ларюшин А.И., Илларионов В.Е.* Низкоинтенсивные лазеры в медико-биологической практике. – Казань, 1997. 267 с.
8. *Plavskii V.Yu., Mostovnikov V.A., Ryabtsev A.B., Mostovnikova G.R., Plavskaya L.G., Nikeenko N.K, Leusenko I.A., Mostovnikov A.V., Ginevich V.V., Ulashchik V.S., Rusakevich P.S., Volotovskaya A.V., Rybin I.A., Serdyuchenko N.S.* Apparatus for low-level laser therapy: Modern status and development trends // J. Opt. Technol. 2007. Vol. 74. № 4. PP. 246-257.
9. *Илларионов В.Е.* Теория и практика лазерной терапии. Учебное руководство. – М., 2010. 152 с.
10. *Kertesz I., Fenyö M., Mester E., Bathori G.* Hypothetical physical model for laser biostimulation // Opt. Laser Technol. 1982. Vol. 14. №. 1. PP. 31-32.
11. *Fenyo M.* Theoretical and experimental basis of biostimulation by laser irradiation // Opt. Laser Technol. 1984. Vol. 16. № 4. PP. 209-215.
12. *Kubasova T., Fenyö M., Somosy Z., Gazso L., Kertesz I.* Investigations on biological effect of polarized light // Photochem. Photobiol. 1988. Vol. 48. № 4. PP. 505-509.
13. *Мостовников В.А., Мостовникова Г.Р., Плавский В.Ю., Плавская Л.Г., Морозова Р.П., Третьяков С.А.* Зависимость биологической активности низкоинтенсивного лазерного излучения от степени поляризации световой волны / Материалы междунар. конф. «Перспективные направления лазерной медицины». – М., 1992. С. 345-347.
14. *Mostovnikov V.A., Mostovnikova G.R., Plavski V.Y., Plavskaja L.G., Morozova R.P.* Primary photophysical processes which define the biological and therapeutic effect of low-intensity laser radiation // Proc. SPIE. Laser Applications in Life Sciences. 1994. Vol. 2370. PP. 541-548.
15. *Kubasova T., Horvath M., Kocsis K., Fenyo M.* Effect of visible light on some cellular and immune parameters // Immunol. Cell Biol. 1995. Vol. 73. № 3. PP. 239-244.

16. *Fenyö M., Mandl J., Falus A.* Opposite effect of linearly polarized light on biosynthesis of interleukin-6 in a human B lymphoid cell line and peripheral human monocytes // Cell Biol. Intern. 2002. Vol. 26. № 3. PP. 265-269.
17. *Плавский В.Ю., Барулин Н.В.* Влияние поляризации и когерентности оптического излучения низкой интенсивности на эмбрионы рыб // Журнал прикл. спектр. 2008. Т. 75. № 6. С. 843-858.
18. *Плавский В.Ю., Барулин Н.В.* Влияние лазерного излучения инфракрасной области спектра на устойчивость молоди осетровых рыб к дефициту кислорода // Биомедицинская радиоэлектроника. 2008. № 8-9. С. 65-74.
19. *Плавский В.Ю., Барулин Н.В.* Влияние низкоинтенсивного лазерного облучения икры на жизнестойкость молоди осетровых рыб // Журн. прикл. спектр. 2008. Т. 75. № 2. С. 233-241.
20. *Плавский В.Ю., Барулин Н.В.* Фотофизические процессы, определяющие биологическую активность оптического излучения низкой интенсивности // Биомедицинская радиоэлектроника. 2009. № 6. С. 23-40.
21. *Plavskii V.Y., Barulin N.V.* Fish Embryos as Model for Research of Biological Activity Mechanisms of Low Intensity Laser Radiation / Advances in Laser and Optics Research. Ed: W.T. Arkin. – New York: Nova Science Publishers, 2010. Vol. 4. PP. 1-48.
22. *Плавский В.Ю., Мостовников В.А., Рябцев А.Б., Мостовникова Г.Р., Мостовников А.В., Леусенко И.А., Гиневич В.В.* Аппарат лазерный терапевтический / Патент Республики Беларусь № 9495, приоритет от 20.12.2004.
23. *Плавский В.Ю.* Коррекция напряженности магнитного поля в зоне действия оптического излучения в аппаратах для магнитолазерной терапии // Медицинская техника. 2010. Т. 45. № 1. (*принята к печати*).
24. *Матяшова М.А., Аристова В.А., Голубенко Ю.В., Древаль А.А.* Лазерная и магнитолазерная терапия / Медицина и здравоохранение. Серия: Обзоры по важнейшим проблемам медицины. Под ред. А.К. Полонского. – М., 1985. № 3. С. 1-65.
25. *Mostovnikov V.A., Mostovnikova G.R., Plavskii V.Yu., Plavskaja L.G., Morosova R.P.* Molecular mechanism of biological and therapeutically effect of low-intensity laser irradiation // Proc. SPIE. Laser-Tissue Interaction VI. Ed. S.L.Jacques, A. Katzir. 1995. Vol. 2391. PP. 561-573.
26. *Танин Л.В., Нечипуренко Н.И., Василевская Л.А.* Лазерная гемотерапия в лечении заболеваний периферической нервной системы / Под ред. Н.И. Нечипуренко, Л.В. Танина. – Минск: Мэджик Бук, 2004. 148 с.
27. *Рябцев Г.И., Богданович М.В., Енжиевский А.И., Буров Л.И., Рябцев А.Г., Щемелев М.А., Пожидаев А.В., Матросов В.Н., Машко В.В., Тепляшин Л.Л., Чумаков А.Н.* Параметры выходного пучка YVO_4/Nd:YVO_4-лазера с продольной диодной накачкой // Квантовая электроника. 2006. Т. 36. № 10. С. 925-927.
28. *Батай Л.Е., Демидович А.А., Кузьмин А.Н., Рябцев Г.И.* Миниатюрный Nd:YAG-лазер с диодной накачкой, излучающий в синей области спектра // Оптический журнал. 2000. Т. 67. № 11. С. 49-50.
29. *Batay L.E., Demidovich A.A., Kuzmin A.N., Titov A.N., Mond M., Kuck S.* Efficient tunable laser operation of diode-pumped Yb, Tm:$KY(WO_4)_2$ around 1.9 μm // Appl. Phys. B. 2002. Vol. 75. PP. 457-461.
30. *Сердюченко Н.С., Врублевский В.А., Арчакова Л.И.* Влияние лазерного излучения и постоянного магнитного поля на созревание субхондральной кости в условиях искусственно вызванной травмы // Фотобиология и фотомедицина. 2009. Т. 6. № 4. С. 86-87.
31. *Plavskii V.Y., Barulin N.V.* How the biological activity of low-intensity laser radiation depends on its modulation frequency // J. Opt. Technol. 2008. Vol. 75. № 9. PP. 546-552.
32. *Плавский В.Ю., Барулин Н.В.* Влияние модуляции низкоинтенсивного лазерного излучения на его биологическую активность // Лазерная медицина. 2009. Т. 13. № 1. С. 4-9.
33. *Улащик В.С., Волотовская А.В., Плавский В.Ю. и др.* Комбинированная магнитосветолазерная терапия больных с трофическими язвами и ранами, остеохондрозом позвоночника, заболеваниями сосудов и суставов / Инструкция по применению № 30-0406 от 27 июня 2007 г., Министерство здравоохранения Республики Беларусь, Минск, 2007. 11 с.

Виталий Юльянович Плавский,
канд. физ.-мат. наук,
зам. директора по научной
и инновационной работе,
зав. лабораторией гетерогенных
органических сред,
Андрей Борисович Рябцев,
гл. конструктор проекта,
Игорь Александрович Леусенко,
ведущий конструктор проекта,
Василий Андреевич Мостовников,
канд. физ.-мат. наук,
заведующий лабораторией,
Галина Ростиславовна Мостовникова,
канд. хим. наук,
ведущий научный сотрудник,
Людмила Геннадьевна Плавская,
научный сотрудник,
Антонина Ивановна Третьякова,
научный сотрудник,
Андрей Васильевич Мостовников,
научный сотрудник,
лаборатория лазерных систем и приборов,
институт физики им. Б.И. Степанова
Национальной академии наук Беларуси,
Республика Беларусь,
г. Минск,
e-mail: plavskii@dragon.bas-net.by