

Различна глубина проникновения лазерного излучения, которая зависит как от длины волны падающего света, так и от индивидуального состава биоткани. Экспериментальными исследованиями установлено, что проникающая способность излучения от ультрафиолетового до оранжевого диапазона постепенно увеличивается от 20 мкм до 2,5 мм с резким увеличением глубины проникновения в красном диапазоне (до 20–30 мм), с пиком проникающей способности в ближнем инфракрасном диапазоне, при длине волны 0,95 мкм – до 50 мм) и резким снижением до долей миллиметра далее. Максимум пропускания кожей электромагнитного излучения находится в диапазоне длин волн от 0,8 до 1,2 мкм.

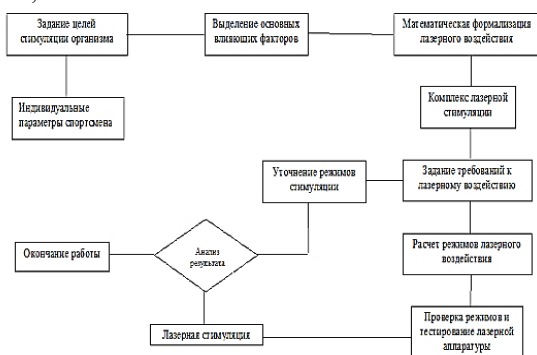


Рисунок 2 – Алгоритм работы комплекса

Разработана обобщенная вероятностная математическая модель получения заданных параметров стимуляции организма при лазерной обработке. Модель организована иерархически и содержит несколько уровней пространственной, временной организации, специализированных, соответствующих конкретному спортсмену, или универсальных, охватывающие все возможные случаи практической реализации. Если модель функционирует правильно, то чем выше уровень, тем более надежная информация в нем накапливается. В модели постоянно будет происходить фоновый процесс, отвечающий за согласование разных уровней представления информации.

На основании разработанной модели с учетом ранее приведенных исходных данных сформированы требования к индивидуальным режимам лазерного воздействия, выделены информативные

параметры, заданы начальные условия, диапазоны изменения рабочих характеристик, определен алгоритм работы, разработан алгоритм работы комплекса, рисунок 1.

Процесс обслуживания состоит из опроса спортсмена о средней продолжительности времени до появления спадов спортивной активности, средней продолжительности времени восстановления и повышения спортивной работоспособности. По полученным данным рассчитывается среднее суммарное время применения низкоэнергетического лазерного излучения для восстановления и повышения спортивной работоспособности. Исходя из технических характеристик лазерной аппаратуры, состояния спортсмена, данных методической литературы, собственного опыта врача-консультанта, конкретных характеристик пространственно-временных параметров комплекс лазерной стимуляции выполняет воздействие лазерного излучения. Не исключено коррекция параметров применения низкоэнергетического лазерного излучения после консультаций со сторонними специалистами по данному направлению.

В результате проделанной работы разработана методика задания вероятностно-временных характеристик комплекса лазерной стимуляции организма, обеспечивающая планомерный рост спортивных результатов спортсмена на протяжении всей спортивной карьеры с достижением пика спортивной формы в строго установленные сроки, за счет разработки и применения четких, объективных, универсальных индивидуальных рекомендаций по моментам применения, времени воздействия и параметрам низкоэнергетического лазерного излучения.

1. Усольцев А.В. Система контроля усталости спортсмена в процессе тренировки / Новые направления развития приборостроения: материалы 9-й Международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов (20–22 апреля 2016 года Минск, Республика Беларусь). – Минск: Бел. Нац. Техн. ун-т, 2016.- С. 158.
2. Усольцев А.В. Разработка аппаратно-программного комплекса повышения спортивной работоспособности / Приборостроение - 2016 : материалы 9-й Международной научно-технической конференции, 23-25 ноября 2016 года, Минск, Республика Беларусь / редкол. Гусев О. К. [и др.]. – Минск : БНТУ, 2016. – С. 141-143.

УДК615.831.7

ДИНАМИКА ИЗМЕНЕНИЯ И ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПАРАМЕТРОВ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ В БИОЛОГИЧЕСКИХ СРЕДАХ

Терещенко Н. Ф., Швыдкий В. В.

Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского», Киев, Украина

В современном медицинском приборостроении достаточно большую нишу занимают приборы и аппараты, действие которых основано на

использовании лазерного излучения, в частности аппараты для лазерной терапии. Применение лазерной терапии, отдельно или в комбинации с

другими методами физиотерапии дает результаты сопоставимые с эффективными результатами медикаментозного лечения, а иногда даже лучше него.

Однако все показатели терапевтического действия лазерного облучения организма, органов и тканей недостаточно глубоко изучены и не всегда могут быть учтены из реакций на уровне клеток и биологических жидкостей. Хотя и уделяется немало внимания исследованию физических процессов лазерной терапии и их параметров, все еще довольно часто встречаются случаи побочных реакций, недостаточного воздействия и передозировки излучением при тех же параметрах лазерной терапии, которые предоставляли исключительно положительный эффект для большинства пациентов с аналогичным заболеванием [1].

В связи с индивидуальным характером чувствительности к физиотерапевтическому воздействию, для того чтобы гарантировать положительный лечебный эффект необходимо контролировать мощность лазерного излучения (ЛИ) непосредственно на поверхности воздействия. Такой способ получения информации упростит программное обеспечение приборов за счет отсутствия необходимости высчитывать значения мощности из других параметров, также повысит эффективность работы обратной связи [2, 3].

Использование систем компьютерного обеспечения с системой обратной связи для автоматической индивидуальной оптимизации режима лазерной терапии позволило бы гарантировать и предусмотреть лечебный эффект. Предотвращение отрицательных реакций передозировки при лазерной и других видах физиотерапии существенно увеличит их преимущество по сравнению с медикаментозной терапией [4].

Важным параметром при проведении воздействия ЛИ является мощность и интенсивность излучения, так как они связаны с глубиной проникновения ЛИ и изменением температуры на участке воздействия [4, 5].

Полученная в работе [4], зависимость температуры кожи T от длительности экспозиции t и мощности дозы облучения E :

$$T = \frac{\varepsilon \cdot E \cdot S}{t \cdot \alpha}, \quad (1)$$

где E – доза облучения, S – площадь облучения, t – экспозиция (время воздействия), ε – коэффициент поглощения нагрузки, α – коэффициент теплообмена с внешней средой.

Выполнив расчеты по зависимости (1) от значения характеристик ЛИ с параметрами биологической ткани и сравнив с полученными фактическими значениями, мы можем прогнозировать эффективность лазерной терапии для различных биологических тканей.

Так ослабление лазерного луча в биологической ткани проходит по

экспоненциальному закону. Интенсивность коллимированного излучения оценивается по закону Бугера-Бера, который будет использоваться в качестве математической модели для проведения расчета

$$I(z) = (1 - R)I_0 \exp(-\mu_t z), \quad (2)$$

где $R = \left(\frac{n-1}{n+1}\right)^2$ – коэффициент отражения при нормальном падении пучка, n – показатель преломления биологической ткани, I_0 – интенсивность падающего света, $\mu_t = \mu_a + \mu_s$ – полный коэффициент затухания, μ_a – коэффициент поглощения, μ_s – коэффициент рассеяния, z – толщина образца. Сравним формулы (1) и (2), учитывая, что $I = P/S$, где P – мощность излучения, а S – площадь участка на которую падает луч и связав их с толщиной биологической ткани получаем следующую формулу:

$$P(z) = (1 - R) \frac{T \cdot \alpha}{\varepsilon} \cdot \exp(-\mu_t z). \quad (3)$$

Также стоит учесть, что закон Бугера-Бера не выполняется при толщине образца превышающей среднюю длину пробега однократно рассеянного фотона. Для образцов с большей толщиной необходимо вводить корректирующую составляющую, таким образом формула (3) приобретает следующий вид:

$$P(z) = (1 - R) \frac{T \cdot \alpha}{\varepsilon} \exp(-\mu_t z) \exp(ae^{b \cdot z}), \quad (4)$$

где a и b – корректирующие коэффициенты, значение которых зависит от материала образца биологической среды.

Из полученных значений результатов исследования изменения мощности ЛИ в процессе воздействия на сало свиное модулированным и не модулированным ЛИ с переменной мощностью последнего можно сделать вывод, что изменение режима генерации ЛИ практически не изменила характера зависимости.

На рис. 1 представлены графики зависимости мощности излучения (мкВт), которая проходит через биологический объект от мощности лазера на выходе световода для сала свиного во время воздействия немодулированным излучением. Сравним полученные значения с расчетными на рис. 2.

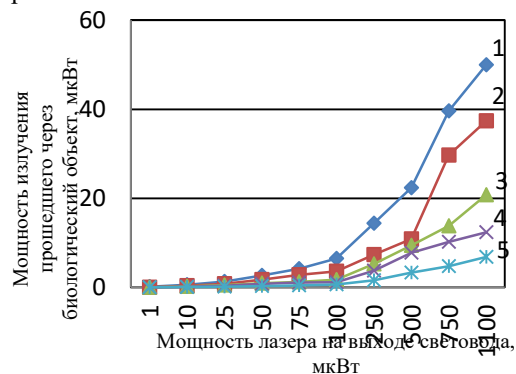


Рисунок 1 – Экспериментальная зависимость мощности излучения (в мкВт), которая проходит через биологический объект от интенсивности лазера на выходе световода для сала свиного толщиной: 1 – 1 мм; 2 – 2 мм; 3 – 3 мм; 4 – 4 мм; 5 – 5 мм

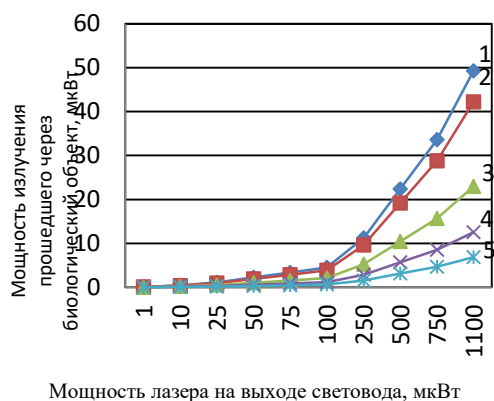


Рисунок 2 – Рассчитана зависимость мощности излучения (в мкВт), которая проходит через биологический объект от интенсивности лазера на выходе световода для сала свиного толщиной: 1 – 1 мм; 2 – 2 мм; 3 – 3 мм; 4 – 4 мм; 5 – 5 мм

Анализ полученных зависимостей и проведенных исследований показывают, что увеличение мощности лазерного излучения, проходящего сквозь биологический объект, при увеличении мощности падающего излучения носит ярко выраженный экспоненциальный характер.

Предложенная математическая модель позволяет с достаточной точностью определить мощность излучения, прошедшего сквозь биологический объект, отклонение рассчитанных значений от экспериментальных составляет ± 5 мкВт.

УДК: 621.373:535

КОНКУРЕНЦИЯ НЕЛИНЕЙНОЙ АНИЗОТРОПИИ АКТИВНОЙ СРЕДЫ И АНИЗОТРОПИИ РЕЗОНАТОРА В ЛАЗЕРНЫХ СИСТЕМАХ

Свирина Л.П.

Белорусский национальный технический университет
Минск, Республика Беларусь

Поляризация генерируемого излучения в лазере определяется совокупным влиянием анизотропии активной среды и анизотропии резонатора. Анизотропия среды определяется квантовомеханическими свойствами атомов и молекул активного вещества и носит нелинейный характер. Она возникает в результате взаимодействия генерируемого излучения со средой и зависит от интенсивности и поляризационных характеристик излучения. Например, для гелий-неоновых лазеров анизотропия среды обладает линейным и круговым дихроизмом и двулучепреломлением. В такой среде без изменения состояния поляризации могут распространяться ортогональные линейно (или циркулярно) поляризованные волны. Анизотропия резонатора создается помещением внутрь него анизотропных элементов (поляризаторов, четвертьволновых пластинок, и др.). Внешние поля, например, продольное магнитное поле, могут

Исследован характер изменения мощности ЛИ в зависимости от толщины при прохождении через сало свиное, и переменных мощностях излучения. Полученные данные будут использованы для создания физиотерапевтического аппарата с системой обратной связи, которая позволит в реальном времени автоматически вносить изменения в параметры проведения физиотерапевтической процедуры и улучшить лечебный эффект.

1. Терещенко М. Ф. Оцінка та контроль ефективності впливу на біологічний об'єкт лазерним випромінюванням / М. Ф. Терещенко, С. П. Якубовський // Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування. 2012. Вип. 44. С. 141 – 148.
2. Терещенко М. Ф. Контроль дози лазерного опромінення біологічних тканин температурним методом / М. Ф. Терещенко, І. В. Максимчук, Л. А. Мамедова, С. П. Якубовський // Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування. – 2013. – Вип. 45. – С. 175–180.
3. Тимчик Г. С. Моніторинг зміни температур при лазерній терапії / Тимчик Г. С., М. Ф. Терещенко, Печена М. Р. // Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування. – 2014. – Вип. 47. – С. 156–162.
4. Терещенко М. Ф. Дослідження впливу лазерного випромінювання на температурні процеси в біологічних тканинах / М. Ф. Терещенко, Тимчик Г. С., Ляшенко О. Г., Гнатейко О. С. // Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування. 2015. – Вип. 49(1). – С. 153–158.
5. Терещенко Н. Ф. Использование программно-аппаратного комплекса CARDIOMOOD в оценке действия лазерного излучения на состояние вегетативной нервной системы человека / Н. Ф. Терещенко, Апыхтин К. А., Прендюк О. С., Махия Н. В. // Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування. – 2015. – Вип. 50(2). – С. 160–169

налагаться как на активную среду, так и на элементы резонатора.

Если анизотропия среды и резонатора одинаковая, например, круговая (линейная), то поляризация генерируемого излучения будет круговой (линейной). Если же анизотропия среды круговая, а резонатора линейная, то поляризация генерируемого излучения будет зависеть от соотношения величины анизотропии среды и резонатора. Если анизотропия среды намного больше анизотропии резонатора, то поляризация генерируемого поля будет определяться средой. Если анизотропия резонатора намного больше анизотропии среды, что наиболее часто реализуется в лазерных приборах, то поляризация генерируемого поля будет определяться резонатором. Например, линейная поляризация излучения промышленного гелий-неонового лазера достигается за счет расположения окон газоразрядной трубки под углом Брюстера.