

ЛАЗЕРНАЯ АБЛЯЦИЯ БИОТКАНЕЙ

Данная работа посвящена анализу процессов взаимодействия лазерного излучения на биоткани, с использованием методов математического моделирования.

This paper is devoted to the analysis of interaction processes of laser radiation on multi-layer biological tissue, using methods of mathematical modeling.

В последние годы методы, основанные на применении лазерного излучения, получили широкое распространение в диагностике внутренней структуры различных оптически неоднородных объектов, в частности они находят применение в медицине, биологии, науках о материалах, физике атмосферы и океана, в других областях современной науки.

Особый интерес вызывают вопросы взаимодействия лазерного излучения с многослойными биологическими материалами. В зависимости от плотности мощности различают три вида эффектов взаимодействия лазерного излучения с биотканью: фотохимические – при относительно малых значениях плотности мощности; тепловые – при средних значениях плотности мощности; фотомеханические (нелинейные) – при очень высоких значениях плотности энергии и очень коротком времени доставки излучения. При увеличении плотности энергии излучения, доставляемого в течение короткого интервала времени, происходит взрывообразное удаление материала (фотоабляция) [1].

Для повышения эффективности существующих методов лазерной диагностики, а также для разработки новых необходимо подробное изучение особенностей процесса распространения света в многослойных средах, включая биоткани. Однако в настоящее время не существует точной теории для описания распространения света в структурно неоднородных средах, а экспериментальные исследования осложнены трудностями поддержания постоянства их структурно-динамических параметров. В связи с этим все большую роль обретает компьютерное моделирование процессов распространения лазерного излучения. Оно позволяет более тщательно изучить особенности процесса распространения лазерного пучка в модельных средах, а также исследовать зависимость получаемых результатов от различных параметров измерительной системы и исследуемого объекта, что весьма затруднительно в эксперименте. Это позволяет выработать рекомендации по наиболее эффективному проведению диагностических измерений.

Механизмы абляции определяют основные характеристики лазерной обработки: эффективность удаления и скорость формирования полостей, разрезов, отверстий и т.д. Лазерное излучение при достаточно высокой энергии и времени воздействия на биоткань вызывает ряд изменений, а при соответствующих условиях – гибель облучаемых живых структур и/или их абляцию.

Под абляцией здесь понимают ликвидацию участка живой ткани из-за непосредственного воздействия лазерного луча.

Исходными данными для решения задач абляции биологических тканей лазерным излучением являются их оптические характеристики, определяющие световой режим после облучения, и теплофизические свойства, от которых зависит перенос тепла по глубине среды с

течением времени. В данной работе предложена модель оптико-теплофизических характеристик биотканей.

Биологические ткани представляют собой многокомпонентные материалы, в состав которых входят в основном белки (коллаген), жиры, минералы (апатит, кальцит) и вода. Каждая из этих составляющих обладает своими коэффициентами поглощения α , теплопроводности k и температуропроводности a . Протекание процессов поглощения излучения и нагрева зависит от соотношения характерных размеров неоднородности материала l , глубины проникновения света в материал α и толщины прогретого слоя at [4].

Основная специфика мягких биотканей заключается в том, что они имеют в своей структуре большое содержание воды ($\approx 60\div 80\%$). Взаимодействие лазерного излучения с молекулами такого биообъекта приводит к их возбуждению и последующему переходу в основное состояние за счет безызлучательных переходов с выделением тепла. Увеличение температуры в свою очередь сказывается на разрыве водородных и других связей, нарушает строение и конформацию молекул биологической ткани, что вызывает коагуляцию белковых образований. Дальнейшее повышение температуры приводит сначала к испарению жидких сред (например, тканевой и межклеточной жидкостей), а затем к обугливанию органических компонентов живой материи и выгоранию карбонизированного каркаса [2].

Применимость излучения конкретного лазерного источника для видоизменения биоткани определяется в первую очередь ее индивидуальными оптическими свойствами.

Результатом высокоинтенсивного лазерного воздействия в отношении биоткани является формирование в месте ее облучения так называемой лазерной раны. Данный процесс сопровождается повреждением не только больных, но и соседствующих с ними здоровых тканевых структур. Наносимые подобным образом повреждения, имеющие в основном термический характер, могут быть значительными по своему объему и вызывать такие негативные последствия как, например, удлинение сроков заживления, воспалительный отек, патологическое заживание (или рубцевание) и т.п.

Для реализации многомерной математической модели была выбрана конечноэлементная методология. Расчетной областью является параллелепипед, разделенный на несколько слоев, с уникальными оптическими и тепловыми характеристиками [3].

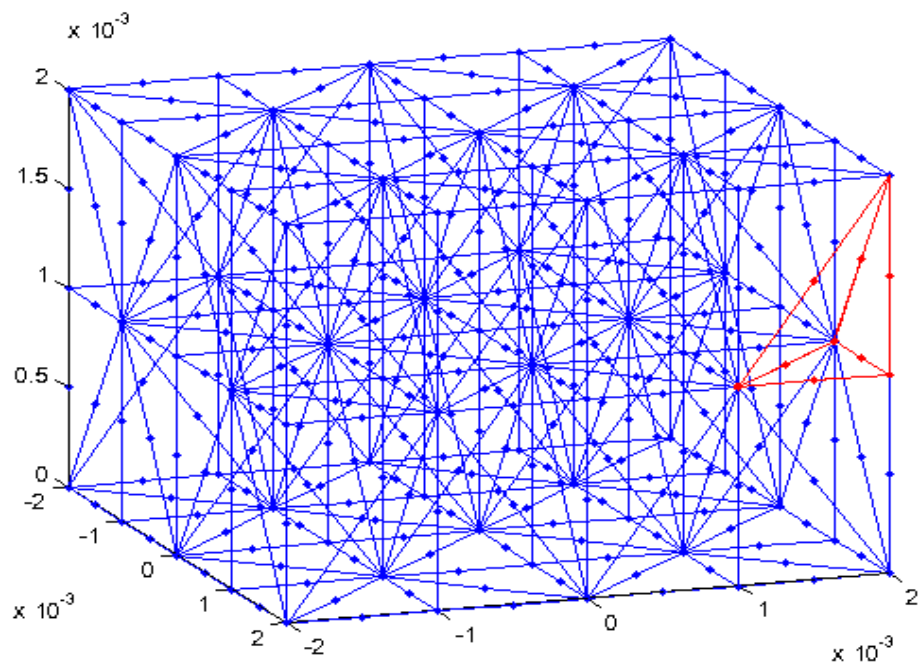


Рис. 1. Геометрическая модель рассматриваемой среды.

В связи с тем, что точные физические характеристики представленных слоев до сих пор не определены, для простоты рассматривали двухслойную модель. Каждый слой определяется постоянными независимо задаваемыми оптико-физическими характеристиками. Для нанесения минимальной травмы необходимо использовать лазерное излучение с наименьшей глубиной проникновения [3].

Искомое распределение тепловых полей на поверхности и по глубине моделируемой структуры определяется решением дифференциального уравнения нестационарного теплопереноса.

Следует отметить, что в данной задаче источник тепла объемный и распределен по всему объему среды. Для решения задачи по времени использовалась неявная схема Кранка-Николсона с граничными и начальными условиями [5].

Рассмотрим распределение температуры на поверхности среды и в центральном сечении области при интенсивности лазерного излучения 5 кВтсм. Повышение температуры не локализуется на поверхности, но достаточно сильное ее повышение наблюдается внутри среды. До глубины 0.001-0.002 мм осуществляется активный теплообмен ткани с окружающей средой – остывание. На внутренней границе идет постепенное повышение температуры и накопленное тепло передается в глубь среды. В течение протекания процесса на поверхности образуется кратер, размеры которого соотносимы с диаметром лазерного пучка.

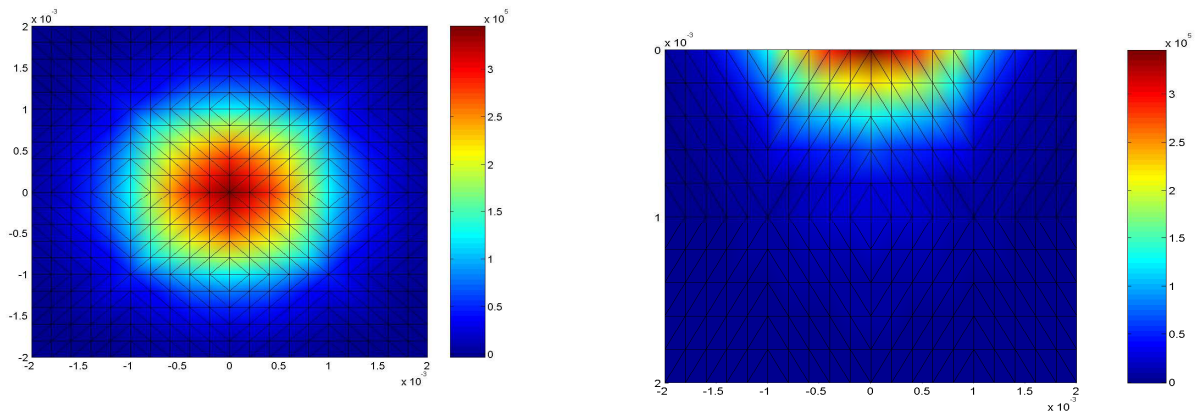


Рис. 2. Распределение мощности лазерного излучения по поверхности и внутри среды. ($\text{Вт}/\text{см}^3$).

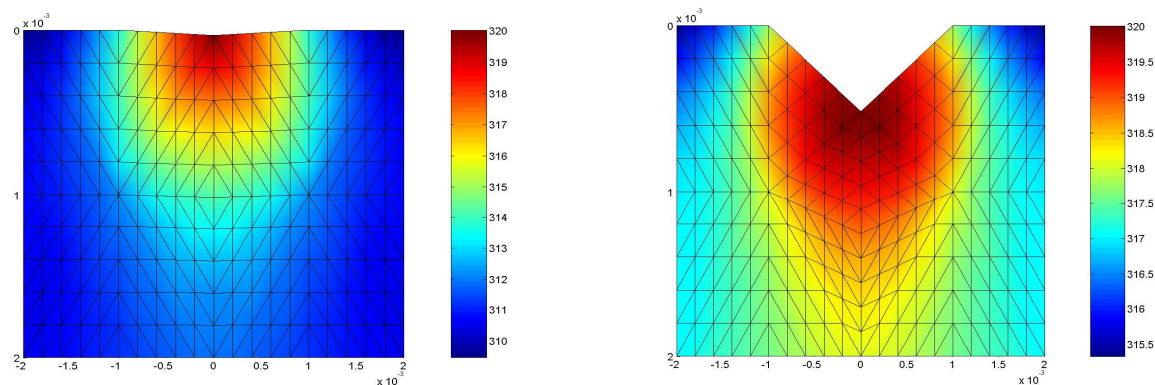


Рис. 3. Центральное сечение области воздействия в момент времени $t=76.3$ и 79.9 мс.

После анализа достаточно большого количества полученных результатов, в том числе температурных полей и кривых температуры вдоль осей, приходим к выводу, что слоистость исследуемого материала не имеет какого-то особого воздействия на распространение света и тепла в среде. Наблюдается довольно сглаженный и плавный эффект перепада температур и освещенности при переходе от одного слоя к другому.

Алгоритм позволяет учитывать многослойность среды, конечные размеры падающего пучка, а также взаимодействие поверхности ткани с внешней средой. Достаточно большое количество треугольных конечных элементов первого порядка хотя и приводит к некоторому снижению точности и скорости вычислений, однако имеет следующие преимущества: большое количество узлов позволяет получить наиболее точное распределение плотности поглощенной энергии в среде; достаточно быстро и удобно можно сгущать и изменять заданную сетку под требования задачи, а также при необходимости преобразовывать эти элементы в элементы более высокого порядка.

-
1. Исимару, А. Распространение и рассеяние волн в случайно неоднородных средах – М.: Мир, 1981. – 280 с.
 2. Srinivasan, R., Mayne-Banton V. Self-developing photoetching of poly (ethylene terephthalate) films by far-ultraviolet excimer laser radiation // Appl. Phys. Lett. – 1982. – Vol. 41. – P. 576 – 578.
 3. Шайдунов, В.В. Многосеточные методы конечных элементов. – М.: Наука, 1989. – 288 с.
 4. Тучин, В.В. Основы взаимодействия низкоинтенсивного лазерного излучения с биотканями: дозиметрические и диагностические аспекты // Известия РАН. Сер. Физическая. – 1995. – № 6. – С. 120-143.

5. Щербаков, Ю.Н., Якунин, А.Н., Ярославский, И.В., Тучин, В.В. Моделирование тепловых процессов при взаимодействии некоагулирующего лазерного излучения с многослойной биотканью // Оптика и спектроскопия. – 1994. – Т. 76, № 5. – С. 845-850.

