

ГОЛОГРАФИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ЭФФЕКТА ЛАЗЕРНОЙ БИОСТИМУЛЯЦИИ И МЕТОДЫ ИЗГОТОВЛЕНИЯ ФАНТОМНЫХ ТЕСТ-ОБЪЕКТОВ ДЛЯ РАДИОЛОГИИ

*И.В. Богдан, Ю.Н. Выговский, Н.Ю. Выговская, Ю.С. Загайнова, Е.В. Зволь, А.Н. Малов,
С.Н. Малов, В.Ю. Молоццо, А.А. Петров, С.Н. Пидгурский, А.В. Неупокоева
Иркутский государственный университет
Иркутский Филиал Института Лазерной Физики СО РАН*

Аннотация

Для исследования структуры когерентного электромагнитного поля предлагается использовать самопроявляющиеся коллоидные голографические регистрирующие эмульсии. Гель таких эмульсий может быть выполнен в виде различных геометрических форм с регулируемым значением показателя преломления. Сенсбилизация эмульсии к красному излучению позволяет моделировать действие на биологические объекты лазерного излучения, в том числе и инфракрасного диапазона. Подобие свойств желатинового геля человеческим тканям позволяет использовать его для имитации различных объектов при радиологических процедурах в онкологии. Рассматриваются оптические схемы для синтеза фантомных тест-объектов в рентгенотерапии.

Введение

Определение дозовой нагрузки на ткани организма от ионизирующего и неионизирующего излучения в медицинской практике для конкретного пациента всегда представляет определенную сложность. Вычислительные методы реализуются только на основе достаточно мощной компьютерной техники и не всегда адекватны реальной ситуации. Альтернативой компьютерным методам является применение модельных экспериментов, когда используются различные, так называемые тканеэквивалентные, вещества для определения экспериментальным способом реального распределения энергии излучения внутри пациента [1-5]. В настоящей работе рассматривается один из подходов к решению этой проблемы на основе модельных биоподобных веществ типа желатина.

Для исследования структуры когерентного электромагнитного или рентгеновского излучения в биотканях предлагается использовать самопроявляющиеся коллоидные голографические регистрирующие эмульсии. Гель таких эмульсий может быть выполнен в виде различных геометрических форм с регулируемым значением показателя преломления. Сенсбилизация эмульсии к красному излучению позволяет моделировать действие на биологические объекты лазерного излучения, в том числе и инфракрасного диапазона. Подобие свойств желатинового геля человеческим тканям позволяет использовать его для имитации различных объектов при радиологических процедурах в онкологии. Немаловажным представляется и то обстоятельство, что использование лазерно-сканирующих и голографических технологий позволяет формировать модели с заданной структурой распределения по объему (типа клеточной) показателя преломления и плотностью материала. Очевидно, полученные таким способом объекты из желатина могут использоваться для управления дозным распределением в тканях, т.е. в виде болусов (название соответствует принятому в лучевой терапии).

Дозиметрические фантомы и болусы дозового поля в радиологии

Фантомы, требования к ним и их реализация

При определении дозного распределения в теле человека возникает необходимость его моделирова-

ния, так как измерения доз не могут быть выполнены непосредственно в его теле. Для такого моделирования применяют дозиметрические фантомы [4, 5]. В дозиметрическом фантоме должны быть воспроизведены геометрические формы облучаемого тела и, кроме того, условия поглощения и рассеяния применяемого излучения. Такой фантом изготавливают из тканеэквивалентного материала. Для большинства практически важных случаев, в основном при работе с рентгеновским излучением, вещество может считаться тканеэквивалентным, если эффективный атомный номер и плотность вещества и ткани равны. В некоторых случаях вышеупомянутый критерий недостаточен [2]. Например, при облучении нейтронами тканеэквивалентным следует считать вещество, близкое к ткани по элементарному составу [3]. Выбор тканеэквивалентного материала является одним из основных факторов, определяющих правильность определения дозных полей.

При таком выборе учитывают [2, 5]:

- вид и энергию излучения, для которого изготавливают фантом,
- процессы взаимодействия излучения с веществом, характерные для данного излучения,
- геометрические и топографо-анатомические данные облучаемого тела.

В качестве тканеэквивалентных веществ наиболее часто используют такие, как вода, парафин, плексиглас, полиэтилен, дерево и др. Наиболее простыми фантомами, моделирующими облучаемое тело как однородную среду, являются водные фантомы различной конструкции и пластинчатые фантомы, представляющие собой набор пластинок обычно из парафина или плексигласа. Водные фантомы представляют собой сосуды прямоугольной или цилиндрической формы из плексигласа, гетинакса или других тканеэквивалентных материалов.

В настоящее время предложен целый ряд конструкций водных фантомов [3, 5], снабженных устройствами, позволяющими фиксировать датчик прибора в определенном месте фантома и равномерно передвигать его по облученному объему. Такие фантомы очень удобны при определении дозных полей в статических методах лучевой терапии. Основное их достоинство - возможность непрерывно менять положение детектора дозиметра в облучаемой среде.

Пластинчатые фантомы [5] также применяют для определения дозных полей при статических методах облучения, фантомы из плексигласа обычно применяют для γ -излучения Co^{60} и излучений высоких энергий; фантомы из парафина—для рентгеновского излучения. Наиболее широко применяемые размеры пластин составляют 30х30х5 см, но в зависимости от данных, которые хотят получить от фантома, их размеры могут быть и несколько другими. Так как такие фантомы не моделируют геометрической формы облучаемого тела, они обычно применяются только для определения дозных полей для различных полей облучения, при этом следует обращать внимание на достаточность размеров фантома для учета рассеянного излучения. Представляют интерес так называемые клиновидные фантомы [1], пластины таких фантомов изготавливают в виде клиньев различных тканеэквивалентных материалов. Принцип работы с такими фантомами заключается в том, что детектор фиксируется неподвижно, а перемещением клиньев создается различная толщина тканеэквивалентного вещества, расположенного над и под детектором. Таким образом, имитируется различная глубина залегания детектора в облучаемом теле и производится определение дозного поля.

Парафиновым фантомам часто придают форму и размеры, близкие к форме и размерам моделируемой части тела человека (например, грудной клетки, тазобедренной части, головы, конечностей, шеи). В таких фантомах для размещения детектора высверливают ряд отверстий, соответствующих размерам детектора. Все отверстия, за исключением того, в котором размещается детектор, закрывают парафиновыми пробками. Таким образом, достигается однородность облучаемой среды. Подобный парафиновый фантом значительно лучше позволяет воспроизвести взаимное расположение большого и пучка излучения, поэтому может быть применен и для определения дозных распределений при подвижных методах облучения [4, 5].

Однако однородные фантомы не позволяют получить достаточно точных данных о распределении дозных полей, а вводить поправки на неоднородность человеческого тела сложно. Поэтому дальнейший этап усовершенствования фантомов - создание гетерогенных фантомов, более или менее точно воспроизводящих анатомическое строение тела. Так как создавать фантомы, моделирующие каждого больного, практически невозможно, принято изготавливать фантомы «среднего человека», а затем в полученном распределении дозного поля учитывать все анатомические особенности данного больного (размеры и некоторые данные «среднего человека» приведены в литературе [5]).

Простейшим видом гетерогенного фантома являются костно-парафиновые фантомы, изготовленные на основе натурального скелета человека. Со стороны брюшного пояса в таких фантомах просверлен ряд параллельных отверстий для размещения детекторов. Относительным недостатком парафиновых и костно-парафиновых фантомов является невозможность непрерывно перемещать детектор дозиметра. Однако наличие отверстий, расположенных друг от друга на расстоянии 10-20 мм, практи-

чески достаточно для изучения дозного поля в фантоме при различных методах облучения рентгеновским или γ -излучениями.

Более точную информацию о дозном распределении позволяют получить гетерогенные фантомы с имитацией всех видов тканей человеческого тела. Такие фантомы делают в настоящее время двух типов.

а) Гетерогенный фантом «среднего человека», геометрически повторяющий формы человеческого тела (Фантом Алдерсона [5]). Фантом состоит из отдельных частей (головы, шеи, грудной клетки, тазобедренной части, верхних и нижних конечностей). Для изготовления скелета используют натуральный костяк, обработку которого производят таким образом, чтобы поглощение излучения было эквивалентно поглощению живой костью. Для имитации мягкой ткани используют смесь, состоящую из 100 весовых частей парафина, 29,06 частей окиси магния (MgO) и 0,94 частей углекислого кальция. Легочная ткань имитируется губкой с плотностью 0,3 г/см³. Параллельные каналы для размещения детекторов проходят по всему фантому сверху вниз и имеют диаметр 10 мм с интервалом 5 мм между краями отверстий. Во все отверстия вставляют пробки из тканеэквивалентного материала, которые при необходимости вынимают.

б) Гетерогенный фантом [3,5] представляющий собой сосуд из плексигласа эллиптической формы, размеры которого соответствуют размерам грудной клетки: или тазобедренной части. Внутри сосуда располагаются в соответствующем порядке фантомы, имитирующие различные органы человеческого тела (легкие, костный скелет и т.д.). Оставшееся пространство заливают водой. Детектор, защищенный водонепроницаемой шлейкой, размещают внутри фантома, в месте, где необходимо произвести измерение. Трудность изготовления таких фантомов заключается в необходимости создавать водонепроницаемую пленку вокруг тканей, имитирующих различные органы, и создании устройства, позволяющего перемещать датчик, не нарушая герметичности сосуда.

При использовании в качестве метода дозиметрии различных жидкостных дозиметрических систем изготавливают полые дозиметрические фантомы [3]. Они представляют собой сосуды из тканеэквивалентного материала и по своим формам соответствуют очертаниям тела или моделируемой части тела. Такой сосуд заполняют жидкостной дозиметрической системой, толщина стенок такого фантома должна обеспечивать удовлетворительную жесткость конструкции.

Болюсы - устройства для формирования дозных полей

На практике обычно используют стандартные расчетные алгоритмы для определения распределения доз в теле пациента [1, 4, 5]. При таких расчетах исходят из того, что входная поверхность тела является плоской или сферической с заданным радиусом кривизны. Для коррекции реальной кривизны поверхности к принятой при расчете на стадии облучения используют так называемые болюсы – пластины из гибкого органического материала, имею-

щего примерно те же характеристики, что и живая ткань [4, 5].

Также широко используются методы, позволяющие в той или иной степени изменять дозное поле с помощью специальных устройств [1–5]. К ним относятся клиновидные фильтры, решетчатые диафрагмы (фильтры), защитные блоки (экраны), и дополнительные коллиматоры – тримеры. Комплект формирующих принадлежностей к отечественным гамма – терапевтическим аппаратам выпускается серийно. Клиновидные фильтры и решетчатые диафрагмы крепятся к головке аппарата, а для установки защитных блоков в комплекте имеется специальная подставка. Расстояние от нижней поверхности формирующего устройства (или подставки) до поверхности тела не должно быть меньше 10 см. Изготавливаются формирующие устройства из тяжелых металлов и их сплавов. Дозные поля при использовании серийного комплекта, представлены в «Атласе дозных распределений к комплекту формирующих принадлежностей», который поставляется вместе с соответствующей аппаратурой. Так, например, клиновидные фильтры – поглотители излучения, предназначенные для создания наклона (поворота) плато изодоз на определенный угол относительно пучка излучения [3]. Появление наклона плато при наличии в пучке излучения клиновидного фильтра объясняется тем, что разные части пучка излучения проходят через различные толщины поглотителя и вследствие этого по-разному ослабляются. Угол наклона плато зависит от:

- материала, из которого сделан фильтр,
- угла клина
- его расположения относительно источника и облучаемой поверхности.

Определяющей величиной угла наклона плато изодоз считается угол наклона 50% изодозы (рис. 1), который принято обозначать буквой β .

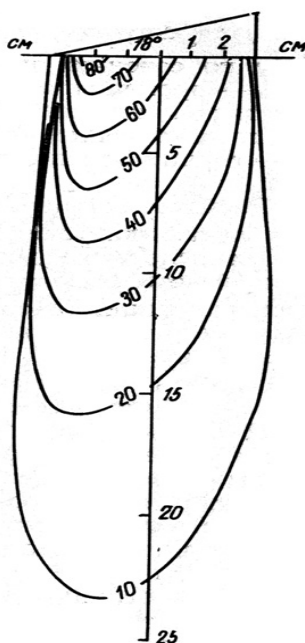


Рис. 1. Карта изодоз для однопольного облучения с клиновидным фильтром

Наклон остальных изодоз будет соответственно несколько отличным от угла β . Клиновидные фильтры могут быть смешенными и универсальными. В типовом комплекте дается пять сменных фильтров и один универсальный насыпной. Сменные фильтры изготовлены таким образом, чтобы создать наклон плато 50% изодозы на углы 10°, 20°, 30°, 45° и 60°. Каждый фильтр предназначен для максимального размера поля. Помимо сменных клиновидных фильтров, в комплекте обычно имеется универсальный насыпной клин, представляющий собой квадратную коробку, в которую засыпается свинцовая дробь. С помощью специальной металлической пластины поверхность засыпанного дробью объема может принимать наклон, имитируя любой клин с выбранным углом наклона плато изодоз [3, 5].

Под тонким краем клиновидного фильтра на глубине максимума ионизации образуется так называемая горячая точка. Поскольку изодозы нормированы к 100% на глубине максимума ионизации по оси пучка при наличии клиновидного фильтра, то доза будет больше 100%. Величина дозы в горячей точке растет с увеличением ширины поля и угла клиновидного фильтра, достигая при ширине поля больше 8 см и угле клина, создающего наклон плато изодоз на 60°, значений 160-280%, что препятствует использованию широких полей и этого клина. Многолетнее клиническое использование клиновидных фильтров показало, что наиболее употребительным является фильтр, поворачивающий плато изодоз на 45° [5].

Новые технологии для радиологии

Из проведенного краткого рассмотрения устройств, применяемых в лучевой терапии для управления дозным распределением, можно сделать два вывода.

Во-первых, разработанные в радиологии методы и подходы можно перенести и на проблемы лазерной медицинской дозиметрии. Более того, как будет показано ниже, самопроявляющиеся регистрирующие среды на основе хромированного коллоида могут позволить смоделировать и реакцию живой ткани на лазерное излучение.

Второй вывод относится к тому, что, используя результаты, полученные в голографии, сканировании изображений и компьютерной оптике, представляется возможным на основе таких же регистрирующих сред (являющихся биоподобными а, значит, и тканеподобными, по своему происхождению из желатина) синтезировать различные фильтры и болусы.

Самопроявляющиеся голографические регистрирующие среды

Голограммы, зарегистрированные в светочувствительных слоях толщиной порядка нескольких миллиметров, имеют ряд специфических свойств, которые могут быть широко использованы при разработке устройств управления полями различной природы и для моделирования эффекта лазерной биостимуляции.

Необходимые для этого регистрирующие среды могут быть реализованы на основе недавно разработанных самопроявляющихся коллоидных систем - эмульсий самопроявляющегося дихромированного

желатина (СП ДЖ) [6, 8, 9]. Однако при синтезе сверхтолстых – более 0,5 мм толщиной – слоев возникает проблема их «сушки», протекающая значительное время (более трех суток) и сопровождающаяся студением или «дозреванием» коллоидной среды. Эта проблема возникает на последней стадии фототехнологического процесса и не может быть решена традиционными способами типа обдува горячим воздухом или спиртовой дегидратации, которые приводят к возникновению сильного градиента оптических свойств по толщине слоя. Обработка коллоидных слоев микроволновым излучением приводит к их отслаиванию от подложки и к неконтролируемому изменению конформационного состояния макромолекул желатина. Решить эту проблему оказывается возможным при синтезе эмульсии по технологии самопроявления с применением мощного инфракрасного (ИК) излучения с длиной волны 1,06 мкм для лазерного отжига – «сушки» и студения – коллоидных слоев миллиметровой толщины.

Такая операция обеспечивает, с одной стороны, возможность управления свойствами материала при использовании операции отжига излучением ИК лазером, а, с другой стороны, исследование подобных коллоидных систем позволит достичь большего понимания процессов взаимодействия лазерного излучения с биологическими объектами и, в частности, механизма лазерной биостимуляции.

Управление структурой желатинового слоя

С макроскопической точки зрения желатин, как полимерная система, при приготовлении слоя дихромированного желатина (ДЖ) проходит последовательность различных агрегатных состояний. Исходным состоянием является разбавленный раствор желатина в воде, в котором макромолекулы находятся в состоянии гауссова клубка или глобулы. В процессе формования, после полива раствора на подложку, за счет взаимодействия цепных макромолекул происходит образование геля, который может иметь свойства жидкого кристалла, если молекулы являются жесткоцепными, либо свойства концентрированного раствора, имеющего одинаковые объемные доли растворителя и полимера [7].

Испарение из политой эмульсии растворителя (воды) сопровождается процессом возвращения макромолекул в нативное состояние – типа коллагеноподобной трехтяжной спиральной структуры, в той или иной степени деформированной условиями пленкообразования. При студении под действием сил со стороны подложки и условий сушки происходит развертывание макромолекул в линейные структуры с одновременным закручиванием сегментов в спиральные образования. Такое самопроизвольное возвращение в нативное спиральное состояние происходит при студнеобразовании статистически и локально за счет взаимодействия макромолекулярных сегментов и обуславливает, в свою очередь, наличие в желатиновой эмульсии хорошо развитого ближнего порядка без свойственного коллагену дальнего порядка [7, 8]. При малой (до 0,5 мм) толщине пленки, получаемые с формированием через студение эмульсии на твердых подложках, имеют плоскостную ориентацию своих струк-

турных элементов. Состояние структурных элементов в пленке зависит, естественно, от их состояния в эмульсионном растворе. Так, желатин в пленке, полученной из раствора при температуре выше 35⁰С, находится в конформации гауссова клубка [9] без признаков какой-либо упорядоченности и плоскостной ориентации структурных элементов. Степень адгезии эмульсии к подложке может регулироваться с помощью желатинового подслоя толщиной 0,5–1 мкм, имеющего различную степень задубленности, или подслоя из 5–10% раствора кремнекислого натрия или калия (жидкое стекло). Таким образом, управлять структурой желатинового слоя можно при синтезе и поливе слоев ДЖ.

Структура воды и действие ИК излучения

В системе СП ДЖ содержится очень большое количество воды, и поэтому ее можно считать почти водным раствором, для которого существенна роль квазикристаллической структуры всей жидкости в целом [10]. Связность молекул воды в единую трехмерную сетку ставит вопрос о строении кинетических единиц в воде, то есть о составе и строении участков сетки, в смещении (трансляционном движении) которых принимает участие данная (меченая) молекула. Коллективный характер движения молекул в воде подтвержден работами по молекулярной динамике [11]. Под действием ИК излучения происходит рост энергии структуры, ослабевают водородные связи, возрастают амплитуды колебаний, увеличивается концентрация дефектов, образующихся при трансляциях молекул из узла кристаллической решетки в соседнюю потенциальную яму. Молекулы воды образуют коллективный модуль и поэтому считается, что частицей, более или менее адекватно отражающей реальные свойства воды, является объединение пяти молекул [10]. Взаимодействие воды с растворенными веществами описывается при этом через понятие аквакомплекса – объединения молекулы вещества с несколькими молекулами воды. Молекулы воды, входящие в состав комплекса, в свою очередь связаны с соседними молекулами воды, то есть аквакомплексы можно рассматривать как участки сетки водородных связей в воде [10, 11].

Воздействовать на структуру СП ДЖ эмульсии по всему объему слоя можно с помощью лазерного ИК излучения. При этом молекулярным механизмом перестройки при воздействии ИК электромагнитного излучения является потеря координатной устойчивости колебаний: у части молекул – они не возвращаются в положение с исходными координатами. Конкретную длину волны излучения, оптимальную для такого отжига, указать, естественно, невозможно из-за сложного состава эмульсии. Поэтому, исходя из известных данных по спектрам поглощения воды и из доступности источника излучения в виде лазера на двуокиси углерода, использовалось излучение с длиной волны около 1 мкм. Кроме того, излучение ближнего ИК диапазона проходит через стеклянную подложку и поэтому в толще слоя отсутствуют нежелательные эффекты интерференции ИК излучения. Степень энергетического воздействия ИК излучения на СП ДЖ слой определяется следующими соображениями:

- не должна происходить засветка или потеря светочувствительности системы;
- не должна происходить тепловая деструкция желатина;
- нельзя допускать значительного нагрева системы, приводящего к разворачиванию спиральных участков макромолекул и падению светочувствительности [7].

Таким образом, закачка энергии должна быть очень селективной - она должна менять только третичные и четвертичные структуры желатина, расположение молекул и их «вытянутость». Поэтому целесообразно использовать лазерное излучение с малой энергией кванта, которое не поглощается белками и одиночными молекулами воды.

Действие ИК электромагнитного поля на водный раствор макромолекул желатина приводит к нарушению равновесного состояния системы. После прекращения облучения происходит диэлектрическая релаксация. Релаксация любая, в том числе и диэлектрическая, - это процесс возвращения системы к равновесию после того, как она с помощью внешнего воздействия из равновесия была выведена (или процесс перехода системы в новое состояние после того, как на нее было наложено какое-то внешнее воздействие).

Попав под действие электрического поля ИК излучения, молекулы воды начинают перестраиваться в соответствии с принципом Ле-Шателье. Будучи связанными в единую сетку водородных связей, молекулы могут перестраиваться только с помощью предпочтительных перемещений. Это означает, что время этой перестройки (дебаевское время) должно быть существенно больше, чем время одного перехода. Перемещение молекулы в трехмерной пространственной сетке водородных связей происходит чаще, чем разрывы ее связей с соседними молекулами. При этом частоту поглощения 1000 обратных см (длина волны 1 мкм) можно интерпретировать как сумму двух частот - 200 обр. см - это частота индивидуальных вращательных осцилляций и ~

800 обр. см - частота либраций молекул воды в составе коллективного модуля или аквакомплекса [10].

Методика эксперимента

Синтез слоев СП ДЖ. Образцы готовились по следующей методике: желатин растворялся в течение 1 часа в воде (1 г желатина на 5 мл дистиллированной воды) при температуре 50°C, затем добавлялся глицерин (0,8 мл на 5 мл воды), и раствор выдерживался при температуре 40°C в течение 2 часов. Затем в полученный гомогенный раствор добавлялся бихромат аммония (БХА) необходимой концентрации (20% по массе сухого желатина или 0,2 г на 5 мл воды), аммиак для достижения pH=9,0, и добавлялся краситель метиленовый голубой (МГ) в виде раствора 10 мг красителя в 100 мл воды. Приготовленный эмульсионный раствор заливался в прозрачную кювету с боковыми стенками необходимой высоты (от 0,5 до 3 мм), накрывался покровным стеклом, затем студенился при температуре 25°C в течение 24 часов. В результате получался слой заданной толщины.

Методика отжига лазерного. После выдерживания политого эмульсионного слоя в течение суток в нем формировалась первичная «квазикристаллическая» структура СП ДЖ системы [6]. Затем пластинки облучали лазерным ИК излучением с длиной волны 1 мкм и с известными значениями мощности в импульсе. *Измерение голографических характеристик.* Результат лазерного отжига определялся по изменениям дифракционной эффективности (ДЭ) голограмм, записываемых на отожженных и однотипных контрольных слоях в результате интерференции двух плоских волн излучения гелий-неонового лазера ($\lambda=633$ нм). Частота записываемой дифракционной решетки составляла около 500 лин/мм. Мощность двух пучков, падающих на пластинку, составляла 6 мвт. ДЭ измерялась как отношение величин интенсивности дифрагировавшего и падающего пучков.

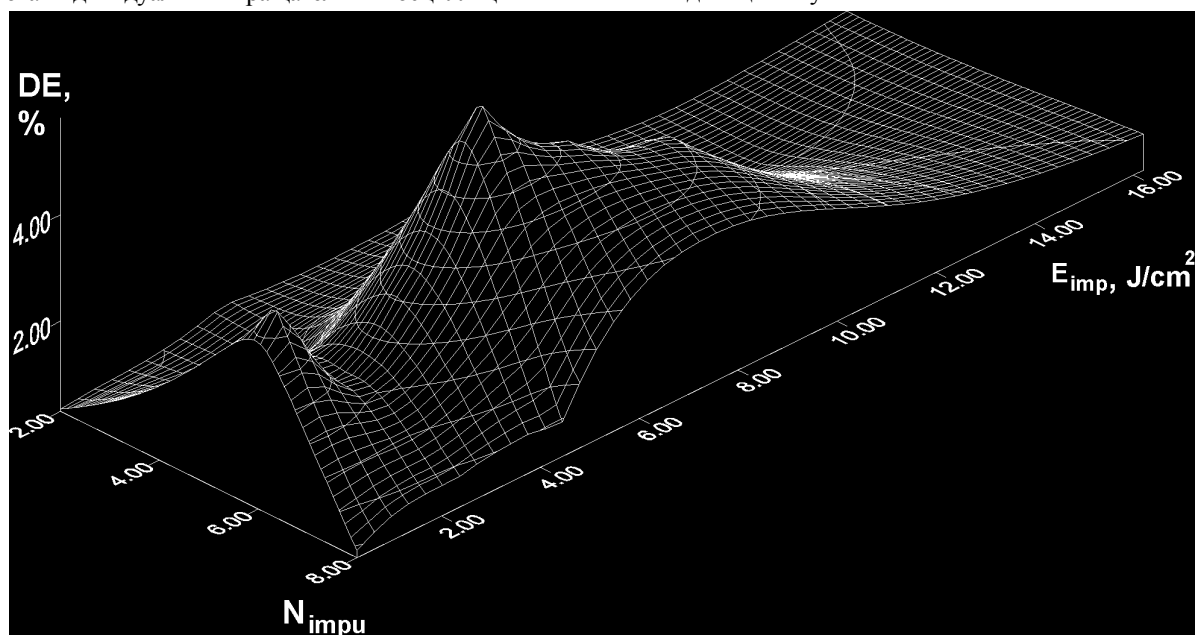


Рис. 2. Изменение дифракционной эффективности DE тест-голограммы, записанной в отожженной ИК-лазерными импульсами эмульсии СП ДЖ, от количества импульсов N и энергии в импульсе (E , Дж/см², падающая доза)

Таким образом, под действием ИК электромагнитного поля происходит импульсное возмущение структуры воды (в первом приближении) на уровне коллективных модулей. Перестройка квазикристаллической структуры воды ведет к изменению поля (или что тоже самое, взаимодействия вода–желатин), в котором находятся макромолекулы желатина. Они «шевелиются» под действием этого поля и меняют, поэтому свое конформационное третичное и четвертичное состояния, чтобы достичь минимума энергии в новой квазикристаллической структуре. При этом спиральные участки не расплетаются – т.е. светочувствительные свойства ДЖ-системы не меняются.

Экспериментально проводилось облучение мощным лазерным излучением с плотностью до 5 Вт/см^2 сверхтолстых слоев толщиной 2 мм, состоящих из самопроявляющегося дихромированного желатина сенсибилизированным красителем метиленовым голубым с концентрацией 0,001%. Сразу после облучения производилась запись голографических решеток с пространственной частотой до 600 лин/мм излучением гелий-неонового лазера, и определялась максимальная дифракционная эффективность.

Выводы и заключение

Экспериментально подтверждена возможность улучшения свойств СП ДЖ под действием ИК лазерного излучения. Согласно предложенной в [5, 7] модели, коллективные модули молекул воды могут перестраиваться под влиянием поля излучения, что дает вклад в изменение структуры ДЖ, и, как следствие, улучшение его свойств. Применение лазерного отжига для структурирования СП ДЖ, кроме сокращения времени синтеза слоя, приводит к повышению значения ДЭ, улучшению однородности свойств по всему объему системы, что очень важно для слоев 1-5 мм толщиной. И, в целом, лазерный отжиг выступает в качестве дополнительного параметра управления технологическим процессом.

Механизм такого ИК-воздействия, если учесть изначально неравновесное состояние регистрирующей среды, в большой степени аналогичен лазерно-терапевтическим и фотодинамическим процессам. Внутроструктурные изменения слоя под действием лазерного излучения, приводят к изменению показателя преломления в системе «дихромированный желатин - глицерин - метиленовый голубой». Известно[8], что в данной системе, сенсибилизированной бихроматом аммония и красителем метиленовым голубым (концентрация бихромата аммония на порядок больше концентрации красителя) происходит значительное (до 0,1) изменение показателя преломления, сопровождающееся и изменением плотности желатинового геля. Последнее обстоятельство позволит использовать эти системы для моделирования различных видов опухолей и реализовывать фантомные тест-объекты для отработки радиологических процедур в онкологии. Тестовая методика

записи голограмм-решеток для определения реакции коллоидной системы на ИК-облучение может использоваться для исследования и механизма лазерной биостимуляции.

Таким образом, планируется, что в результате работы будет создана система, позволяющая по результатам обследования конкретного пациента, с помощью компьютерно управляемой лазерной сканирующей и/или голографической схемы сформировать заданное пространственное распределение плотности в геля самопроявляющейся эмульсии, зафиксированном между двумя пленочными подложками. Полученный таким образом образец фантомного теста может использоваться для оптимизации тактики рентгеновского лечения данного онкологического больного.

Авторы благодарят за консультацию В.В. Дворниченко и Н.А. Москвину.

Работа выполнена при поддержке РФФИ по проекту № 01-02-17141 и при поддержке European Office of Aerospace Development (USA) по проекту № 2057P.

Литература

1. Аспекты клинической дозиметрии / Под ред. Ставицкого Р.В. М.: МНПИ. 2000. 388с.
2. Клеппер Л.Я. Формирование дозовых полей радиоактивными источниками излучения // М.: Энергоатомиздат. 1993. 273с.
3. Кронгауз А.Н., Ляпидевский В.К., Фролова А.В. Физические основы клинической дозиметрии // М.: Атомиздат, 1969. 304 с.
4. Лучевая терапия в лечении рака. Практическое руководство // Всемирная организация здравоохранения, London: Chapman&Hall Medical, 2000. 338 p.
5. F.M. Khan The physics of radiation therapy // Baltimore: Williams&Wilkins, 1994. 542 p.
6. Выговский Ю.Н., Драбатурин П.А., Коноп А.Г., Коноп С.П., Малов А.Н. Желатин-глицериновые “красные” регистрирующие системы с метиленовым голубым // Компьютерная оптика. 1998. В. 18. С. 133 – 138.
7. Гросберг А.Ю., Хохлов А.Р. Статистическая физика макромолекул // М.: Наука, 1989.
8. Yu.N. Vigovsky, S.P. Konop, A.N. Malov, S.N. Malov Photoinduced phase transitions in layers of dichromated gelatin // Laser Physics. 1998. V. 8, N 4. P. 901 - 915.
9. Выговский Ю.Н., Малов А.Н., Фещенко В.С. Управление формированием фазового рельефа в слоях дихромированного желатина // Компьютерная оптика. 1997. В. 17. Стр.75 – 85.
10. Яшкичев В.И. Вода, движение молекул, структура, межфазные процессы и отклик на внешнее воздействие. М.: АГАР. 1996.
11. Метод молекулярной динамики в физической химии // М.: Наука. 1996.