

© Ригин А. Н., Журавлева Ю. М.,
Шестаков Н. И., Малыгин Л. Л., Харахнин К. А., 2018

Ригин Александр Николаевич

Кандидат экономических наук, доцент
Череповецкий государственный
университет
(Череповец, Россия)
E-mail: pte@chsu.ru

Rigin Alexandr Nikolayevich

PhD in Economics, Associate Professor,
Cherepovets State University
(Cherepovets, Russia)
E-mail: pte@chsu.ru

Журавлева Юлия Михайловна

Аспирант, Череповецкий государственный
университет
(Череповец, Россия)
E-mail: ZhuravlevaJM@chsu.ru

Zhuravleva Julia Mikhailovna

Post-graduate student,
Cherepovets State University
(Cherepovets, Russia)
E-mail: ZhuravlevaJM@chsu.ru

Шестаков Николай Иванович

Доктор технических наук, профессор,
Череповецкий государственный
университет
(Череповец, Россия)
E-mail: ShestakovNI@chsu.ru

Shestakov Nikolay Ivanovich

Doctor of Technical Sciences, Professor,
Cherepovets State University
(Cherepovets, Russia)
E-mail: ShestakovNI@chsu.ru

Малыгин Леонид Леонидович

Доктор технических наук, доцент,
президент ООО «Малленом Системс»
(Череповец, Россия)
E-mail: malygin@mallenom.ru

Malygin Leonid Leonidovich

Doctor of Technical Sciences,
Associate Professor,
President of "Mallenom Systems"
(Cherepovets, Russia)
E-mail: malygin@mallenom.ru

Харахнин Константин Аркадьевич

Кандидат технических наук, доцент,
Череповецкий государственный
университет
(Череповец, Россия)
E-mail: harahninka@chsu.ru

Harahnin Konstantin Arkadyevich

PhD in Technical Sciences,
Associate Professor,
Cherepovets State University
(Cherepovets, Russia)
E-mail: harahninka@chsu.ru

**КОМПЬЮТЕРНОЕ
МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА
ЛАЗЕРНОЙ ТЕРАПИИ**

**COMPUTER MODELING
OF LASER THERAPY
PROCESS**

Аннотация. Представлена нестационарная теплофизическая модель процесса распространения тепла в биотканях, позволяющая проводить исследования передачи энергии от содержимого опухоли, нагрева-

Abstract. A non-stationary thermophysical model of the process of heat distribution in bio-tissues is presented. This model allows to conduct the studies of the transfer of energy from a tumor contents, heated by infrared laser

емой инфракрасным лазерным излучением заданной удельной мощности, через толщину ее стенки к окружающим биологическим тканям. В результате использования лазерной терапии снижаются риски осложнений, обеспечивается минимальная травматизация тканей, а также обеспечивается возможность выполнять терапию сложных и труднодоступных новообразований.

radiation of a given power, through its splanchnic wall to the surrounding biological tissues. As a result of the use of laser therapy, the risks of complications are reduced, a minimal trauma to the tissues is ensured, and it is possible to perform the treatment of complex and hard-to-reach tumors.

Ключевые слова: лазерная терапия, опухоль, теплопередача, лазер, неинвазивное измерение

Keywords: laser therapy, swelling, heat transfer, laser, non-invasive measurement

Введение

Еще несколько лет назад диагноз «рак» звучал как приговор. Но онкология, как и любая сфера медицины, не стоит на месте. Относительно новым методом лечения рака является лазеротерапия – воздействие на опухоль света с определенной длиной волны и высокой интенсивности, которое вызывает ее разрушение. Совсем недавно с помощью лазера удаляли только поверхностно расположенные опухоли – на коже, слизистых оболочках. По мере его совершенствования появились новые технологии для интерстициального (внутриканевого) удаления опухолей. Замена хирургических методов лечения на лазерную терапию позволяет снизить риски осложнений, обеспечивает минимальную травматизацию тканей и отсутствие специфических послеоперационных осложнений, что дает возможность снизить болевые ощущения, улучшить качество жизни пациента и использовать процедуры для ослабленных больных.

Существенной проблемой, ограничивающей использование методов лазерной терапии, является сложность измерений и поддержания заданных диапазонов температур при расположении опухолей внутри тела, в полостях и труднодоступных местах. Перегрев биологических тканей свыше заданного узкого диапазона может привести к термическому повреждению, некрозу окружающих здоровых тканей и осложнениям. Недостаточный нагрев приводит к тому, что на периферии остаются фрагменты новообразований, которые становятся источниками метастазов и новыми центрами роста опухоли. Таким образом, проблема повышения точности измерения температуры и ее распределения при терапии глубоко расположенных новообразований является актуальной.

Основная часть

Повышение эффективности лазерной терапии достигается за счет снижения риска неравномерного нагрева облучаемой области ткани, ее перегрева или недогрева; возможности регулирования и изменения распределения температуры в глубине ткани в процессе облучения; повышения точности измерений и технологических возможностей методов за счет применения компьютерной системы управления, предварительного планирования и моделирования процедуры с применением мето-

дов компьютерной томографии либо УЗИ, на основе которых осуществляется численное моделирование распределения температуры в зоне опухоли.

Алгоритм работы и структурная схема программы компьютерного управления лазерной терапией представлены на рис. 1 и 2. Они отражают состав и взаимодействие частей программного продукта.

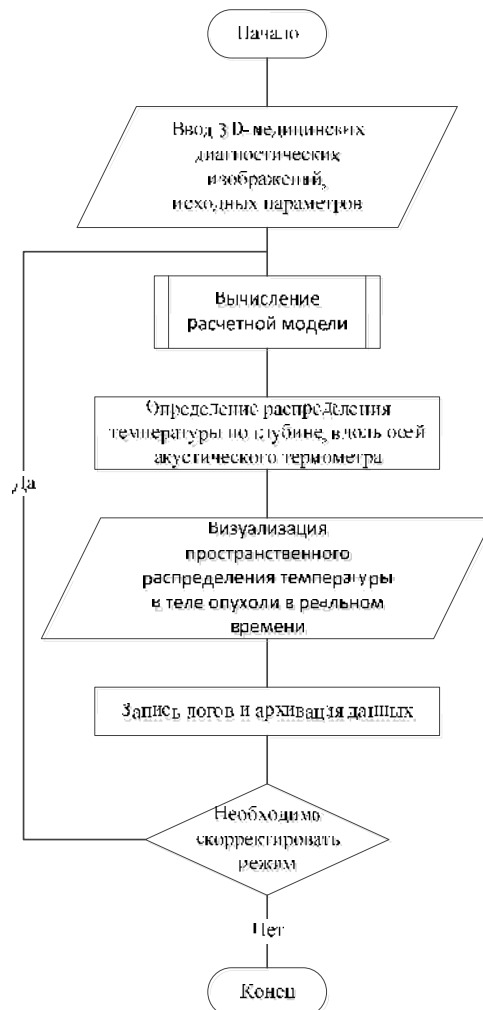


Рис. 1. Алгоритм работы программы компьютерного управления лазерной терапией

Перед проведением процедуры осуществляется компьютерная томография пациента с формированием медицинских диагностических изображений. Затем осуществляется преобразование диагностической модели в 3D формат с упрощением, сглаживанием и ее импорт в систему управления. На основе диагностической 3D-модели осуществляют планирование медицинской процедуры: обозначаются границы опу-

холи, подлежащей терапии, точка для подведения пункционной иглы, направление и глубина ее погружения для дальнейшего ввода световода (для точного попадания в опухоль могут быть использованы медицинские навигаторы).

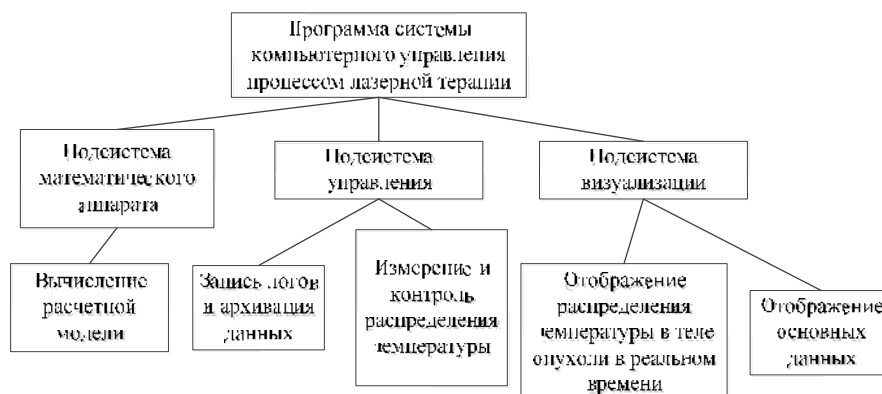


Рис. 2. Структурная схема программы компьютерного управления лазерной терапией

В подсистеме математического аппарата выполняются вычисления на основе полученных входных данных. В ходе вычисления расчетной модели определяется режим нагрева и распределение температуры в исследуемой поверхности.

Эффект теплового воздействия на биоткань зависит от пространственно-временной динамики изменения ее температуры в процессе нагрева. Время, необходимое для нагрева тела опухоли от начальной температуры T_0 до температуры T_n , можно оценить по формуле:

$$\tau = \frac{c(T_n - T_0)}{P_m}, \quad (1)$$

где c – удельная теплоемкость при постоянном давлении; P_m – удельная мощность источника тепла, которая расходуется только на нагрев заданной массы опухоли.

Для определения температуры в любой момент времени и в любой точке исследуемой системы воспользуемся одномерным нестационарным уравнением теплопроводности:

$$c_i \rho_i \frac{\partial T}{\partial \tau} = \frac{\partial}{\partial x} \left[\lambda_i \frac{\partial T}{\partial x} \right],$$

где ρ_i – плотность; λ_i – коэффициент теплопроводности; $i = 1$ – обозначает свойства опухоли, $i = 2$ – обозначает свойства окружающей ткани.

Граничные условия задаются следующим образом:

а) температура поверхности опухоли T_o на границе сначала изменяется во времени по линейному закону:

$$T_0 = T_0 + \frac{T_n - T_0}{\tau_c} \tau,$$

а затем, по истечении времени воздействия τ_c , остается постоянной и равной T_n ;

б) температура T_s на поверхности здоровой ткани постоянна во времени и равна 309,6 К (36,6 °С), т. е. предполагается, что примыкающие к ней биологические ткани снабжены кровотоком;

в) в месте соприкосновения слоев соблюдается идеальный тепловой контакт.

Уравнение теплопроводности (1) и набор граничных условий решается с помощью метода конечных разностей. Слагаемые в уравнении нестационарной теплопроводности заменим эквивалентными, которые могут быть получены из ряда Тейлора или из теплового баланса. Результат запишем в виде [1]:

$$T_{i,j}^{n+1} = \frac{\Delta t}{\rho_{i,j} c_{i,j}} \cdot \left[\frac{ke_{i-1,j} (r_{i,j} - 0,5\Delta r) (T_{i-1,j}^n - T_{i,j}^n) + ke_{i+1,j} (r_{i,j} + 0,5\Delta r) (T_{i+1,j}^n - T_{i,j}^n)}{r_{i,j} \Delta r^2} + \right. \\ \left. + \dots + ke_{i,j+1} \frac{T_{(i,j+1)}^n - T_{(i,j)}^n}{\Delta z^2} + ke_{i,j-1} \frac{T_{(i,j-1)}^n - T_{(i,j)}^n}{\Delta z^2} \right] + T_{i,j}^n,$$

где T^n и T^{n+1} относятся к области температур до и после приращения времени Δt ; Δz , Δr – приращение пространства; Δt – приращение времени; ke – эквивалентная теплопроводность с точки зрения теплопроводности смежного элемента и самого себя. Например, $ke_{i+1,j}$ представляет собой теплопроводность между элементами (i, j) и $(i+1, j)$:

$$ke_{i+1,j} = \frac{2k_{i,j} k_{i+1,j}}{k_{i,j} + k_{i+1,j}}.$$

На рис. 3 представлены результаты расчета динамики изменения температуры на границе «стенка опухоли – жировая ткань» для трех значений времени воздействия.

Таким образом, режим нагрева со временем воздействия 200 с оказался наиболее предпочтительным по следующим причинам. Во-первых, в этом режиме наиболее точно выполняется условие равномерного нагрева жидкости по всему объему, поскольку, как известно, в небольших замкнутых областях конвективный теплообмен затруднен. Во-вторых, время достижения критических температур в биотканях практически совпадает со временем воздействия, которое может быть теоретически оценено по формуле (1) и проконтролировано в реальных условиях нагрева [2].

В качестве источника лазерного излучения 1 предпочтительно использование многоволнового лазера, излучающего, как минимум, в двух диапазонах длин волн: в видимом (для фотодинамической терапии, длина волны ~ 630–690 нм; диапазон регулирования мощности от 10 мВт до 1 Вт) и ближнем инфракрасном диапазоне (для лазерной гипертермии, длина волны ~ 800–1070 нм, диапазон регулирования мощности 10 мВт до 10 Вт).

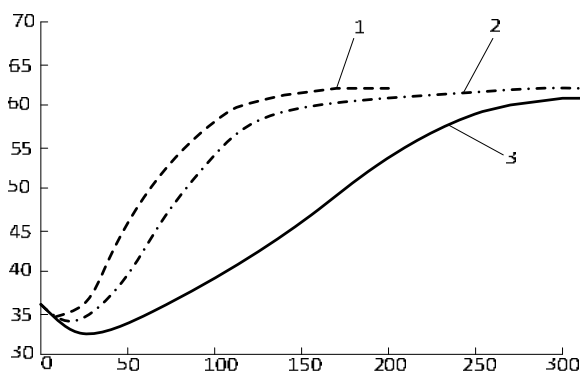


Рис. 3. Динамика изменения температуры опухоли t для различных времен воздействия t : 1 – 40 с, 2 – 80 с, 4 – 200 с

Передача излучения лазера к патологическому новообразованию – участку, подвергаемому терапии (11), осуществляется при помощи световода (3). Для измерения температуры внутри тела используется устройство регистрации температуры, в состав которого входят: цифровой термометр (8), соединенный с инвазивным датчиком температуры (4) и через порт – с компьютерной системой управления (2); многоканальный акустический термометр с электронным блоком (5) (либо два одноканальных акустических термометра), который имеет, как минимум, два регистрирующих датчика – первичный (6) и вторичный (7).

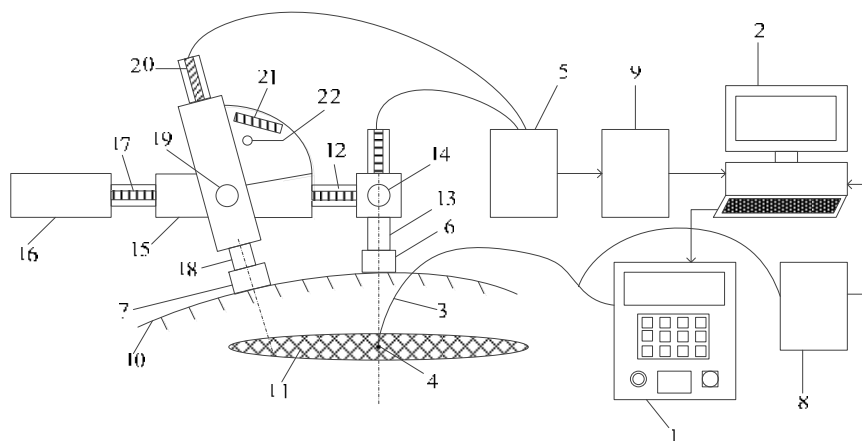


Рис. 4. Устройство для лазерной терапии

Для позиционирования регистрирующих датчиков (6) и (7) относительно участка, на котором осуществляется измерение температуры, используется приспособление, показанное на рис. 4 слева. Приспособление, установленное в штативе, подводится к месту терапии, проводится измерение и корректировка углов установки (проверка горизонтальности оси штанги 12). При достижении контакта регистрирующего дат-

чика (6) с поверхностью тела (10) положение выдвижного держателя (13) фиксируется при помощи стопорного винта (14). Затем вращением рукоятки (16) осуществляется установка предварительно вычисленного положения каретки (15). Далее устанавливается положение вторичного регистрирующего датчика (7). По шкале (21) устанавливается угол, необходимый для того, чтобы ось держателя (18) была направлена на периферию опухоли, и фиксируется стопорным винтом (22). После этого держатель (18) выдвигается до касания регистрирующим датчиком (7) поверхности кожи и фиксируется при помощи стопорного винта (19). Осуществляется измерение значений расстояний и углов при помощи шкал 17, 20, 21, и эти данные переносятся в компьютерную модель для дальнейшего измерения температуры в реальном времени.

Показания звуковых сигналов, снятых с регистрирующих датчиков (6), (7) в течение процедуры лазерной терапии с помощью аналого-цифрового преобразователя 9, используются для определения распределения температуры по глубине, вдоль осей акустических термометров, с учетом частотной зависимости коэффициента акустического поглощения в зависимости от влияния ближних тепловых акустических полей. Сопоставление и использование этих данных в расчетной модели позволяет определить и отобразить на мониторе (2) с помощью подсистемы визуализации пространственное распределение температуры в теле опухоли в реальном времени. Эта подсистема обеспечивает отображение таких параметров, как уровень мощности и тепловложения, значения заданной и фактической температуры, временные показатели циклограммы, параметры работы на переходном режиме (при разогреве) и термостабилизации.

При проведении лечебной процедуры оператор имеет возможность контролировать весь процесс при помощи подсистемы управления. В процессе работы происходит запись логов и архивация данных для формирования медицинских карт и обмена медицинскими сведениями.

Выводы

Неинвазивное измерение температуры внутри тела, использование компьютерной системы управления, диагностических и расчетных моделей обеспечивают расширение терапевтических возможностей лечения опухолей, расположенных в труднодоступных местах, требующих изменения температурного градиента при проведении процедуры. Предварительное планирование процедуры терапии по первоначально проведенным КТ/МРТ исследованиям позволяет уменьшить возможность образования метастазов, выполнять терапию сложных и труднодоступных новообразований, хирургически неоперабельных опухолей.

Литература

1. Журавлева Ю. М., Шестаков Н. И., Ригин А. Н. Математическое моделирование упрочняемой поверхности при лазерной обработке стали // Материалы XV Всероссийской научной конференции с международным участием «Вузовская наука – региону». Вологда: ВоГУ, 2017. С. 74–77.
2. Чернядьев С. А., Жиликов А. В., Горбатов В. И., Коробова Н. Ю., Сивкова Н. И., Аретинский А. В., Чернооков А. И. Математическое моделирование теплофизических процессов в

стенке кисты Бейкера, при нагреве внутрикистозной жидкости лазерным излучением длиной волны 1.47 мкм // Компьютерные исследования и моделирование. 2018. Т. 10. № 1. С. 103–112.

References

1. Zhuravleva Y. M., Shestakov N. I., Rigin A. N. Matematicheskoye modelirovaniye uprochnyaemoj poverkhnosti pri lazernoj obrabotke stali [Mathematical modeling of a hardened surface for laser processing of steel]. *Materialy XV Vserossijskoj nauchnoj konferentsii s mezhdunarodnym uchastiem «Vuzovskaya nauka – regionu»* [Materials of the XV of the all-Russian scientific conference with international participation “University science – region”]. Vologda: VoGU, 2017. Pp. 74–77.
2. Chernjad'ev S. A., Zhiljakov A. V., Gorbato V. I., Korobova N. Yu., Sivkova N. I., Aretinsky A. V., Chernookov A. I. Matematicheskoe modelirovanie teplofizicheskikh protsessov v stenke kisty Bejkera, pri nagreve vnutrikistoznoj zhidkosti lazernym izlucheniem dlinoj volny 1.47 mkm [Mathematical modeling of thermophysical processes in the wall of the Baker cyst, when intracystic fluid is heated by laser radiation 1.47 μm in length]. *Komp'yuternye issledovaniya i modelirovanie* [Computer research and modeling], 2018, vol. 10, no. 1, pp. 103–112.

Для цитирования: Ригин А. Н., Журавлева Ю. М., Шестаков Н. И., Малыгин Л. Л., Хараннин К. А. Компьютерное моделирование процесса лазерной терапии // Вестник Череповецкого государственного университета. 2018. №6 (87). С. 39–46. DOI: 10.23859/1994-0637-2018-6-87-4

For citation: Rigin A. N., Zhuravleva J. M., Shestakov N. I., Malygin L. L., Harahnin K. A. Computer modeling of laser therapy process. *Bulletin of the Cherepovets State University*, 2018, no. 6 (87), pp. 39–46. DOI: 10.23859/1994-0637-2018-6-87-4