

Дистанционный контроль теплового воздействия ультразвука на биологические ткани по измерению задержки зондирующего импульса
Бобкова Светлана Михайловна

Студентка

Цысарь С.А., Хохлова В.А., Андреев В.Г.

Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова,
физический факультет, Москва, Россия
E-mail: bobkova-s@mail.ru

В настоящее время для медицины представляет большой интерес проведение неинвазивных, т.е. без обычного хирургического вмешательства, операций, например, при лечении онкологических заболеваний [1]. Одним из способов решения этой задачи является облучение опухоли мощным фокусированным ультразвуком. Важной проблемой при этом является наблюдение за проведением подобных операций в режиме реального времени, визуализация облучаемой области и возможность контроля температуры внутри нее [2-4].

Целью данной работы является численное моделирование эксперимента по измерению температуры в фокальной области мощного ультразвукового излучателя. Температура рассчитывается по задержке прошедшего через нагретую область зондирующего импульса. Схема экспериментальной установки представлена на рис. 1.

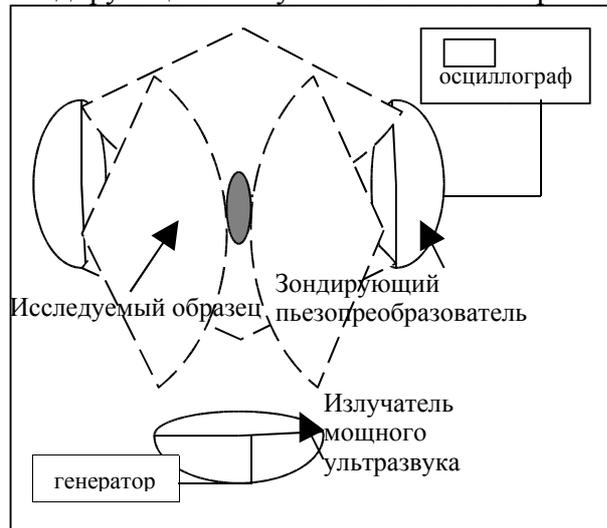


Рис. 1. Схема установки

Образец в виде кубика, изготовленного из полимерного материала со свойствами, близкими к мягкой биологической ткани, помещается на оси двух конфокально расположенных сфокусированных пьезопреобразователей, образующих резонатор и облучается мощным ультразвуком [4]. Образец и преобразователи помещаются в бассейн, заполненной отстоявшейся водой.

Теоретическое моделирование состоит из двух этапов. Сначала рассчитывается поле сфокусированного мощного ультразвука в фокальной области образца. Мощность излучателя при этом выбирается таким образом,

чтобы температура в фокусе не превышала температуру кипения материала. Расчет поля давления греющего излучателя производится с помощью интеграла Рэлея:

$$p = -\frac{i\omega\rho_0 V_0 e^{i\omega t}}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{e^{ikR}}{R} ds'$$

Здесь V_0 - амплитуда колебательной скорости на излучателе, ρ_0 - плотность среды, ω - частота греющего источника, R - радиус-вектор, проведенный от элемента излучающей поверхности в точку, в которой рассчитывается поле.

Далее, давление, полученное из интеграла Рэлея, используется для расчета интенсивности I и поля тепловых источников Q :

$$I = p^2 / 2c_0\rho_0, \quad Q = 2\alpha I,$$

где c_0 - скорость звука, α - коэффициент затухания звука в среде на заданной частоте.

Температурное поле рассчитывается путем решения уравнения теплопроводности:

$$\frac{\partial T}{\partial t} = \chi \Delta T + \frac{2\alpha I}{\rho_0 C_p},$$

где χ - коэффициент температуропроводности, T – повышение температуры по сравнению с ее начальным значением [5].

Для сравнения с экспериментальными данными расчет температуры производился в фокальной плоскости на расстоянии 1 мм от оси греющего излучателя, где помещалась термопара. Мощность излучения составляла 5.88 Вт, длительность экспозиции 1.41 с. Результаты теоретических расчетов температурных зависимостей хорошо согласуются с данными измерений (рис. 2).

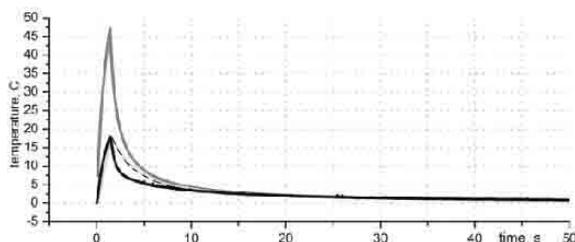


Рис. 2. Временные зависимости температуры для режима нагрева 5.88 Вт, 1.41 с. Данные термопарных измерений на расстоянии 1 мм отмечены черной линией. Пунктирная линия – теоретический расчет для данного положения термопары. Серая линия – расчет температуры на оси пучка в точке фокуса.

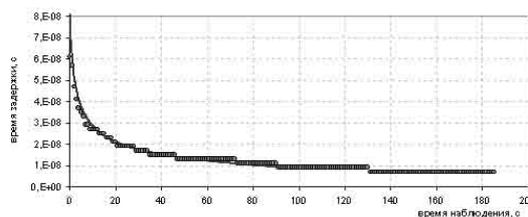


Рис. 3. Зависимости времени задержки зондирующего импульса от времени наблюдения для режима нагрева 5.88 Вт, 1.41 с. Экспериментальные точки показаны кружками. Черная линия – теоретический расчет.

На втором этапе рассчитывается распространение через нагретую область перпендикулярно оси греющего пучка слабого ультразвукового импульса с учетом дифракционных эффектов и рефракции на тепловой неоднородности. На рис. 3 представлена зависимость задержки импульса от времени для выбранного режима нагрева.

Результаты численного моделирования задержки прошедшего через нагретую область импульса также находятся в хорошем согласии с экспериментальными данными и, таким образом, показывают возможность практического использования данной методики для дистанционного контроля температуры.

Работа выполнена при частичной поддержке грантов РФФИ и НШ 1575.2003.2.

ЛИТЕРАТУРА

1. М.Р. Бэйли, В.А. Хохлова, О.А. Сапожников, С.Г. Каргл, Л.А. Крам. Физические механизмы воздействия терапевтического ультразвука на биологическую ткань // Акуст. журн. 2003. Т. 49, № 4, С. 437-464.
2. L.R. Gavrilov, V.N. Dmitriev, L.V. Solontsova. Use of focused ultrasonic receivers for remote measurements in biological tissues // J. Acoust. Soc. Am. 1988. V. 83. № 3. P. 1167-1179.
3. R. Maass-Moreno, C.A. Damianou. Noninvasive temperature estimation in tissue via ultrasound echo-shifts. Part II. In vitro study // J. Acoust. Soc. Am. 1996. V. 100. № 4. P. 2522-2530.
4. В. Г. Андреев, А.В. Ведерников, А.В. Морозов, В.А. Хохлова. Контроль измерения температуры в фокальной области ультразвукового излучателя.
5. Е.А. Филоненко., В.А. Хохлова. Эффекты акустической нелинейности при терапевтическом воздействии мощного фокусированного ультразвука на биологическую ткань // Акуст. журн. 2001. т. 47. № 4. С. 541-549.