

УДК 577.3:534.2

МНОГОЧАСТОТНАЯ АКУСТИЧЕСКАЯ ТЕРМОТОМОГРАФИЯ ПРИ ЛАЗЕРНОЙ ГИПЕРТЕРМИИ: ФИЗИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ

© 2010 г.

П.В. Субочев, А.Д. Мансфельд, Р.В. Беляев

Институт прикладной физики РАН, Н. Новгород

subochevp@mail.ru

Поступила в редакцию 11.11.2009

Разработана методика восстановления температурного профиля методом многочастотной акустотермометрии на основе измерения акустического излучения в трех частотных диапазонах, а также данных с контактных датчиков температуры. Эффективность методики продемонстрирована в ходе модельного физического эксперимента по восстановлению монотонного профиля в биоподобной среде.

Ключевые слова: пассивная акустическая термометрия, многочастотная термотомография, неинвазивные акустические измерения, внутренняя температура, тепловой акустический шум.

Введение

Одним из достоинств акустотермометрии является возможность картирования поля внутренних температур. Эта возможность продемонстрирована в работах [1–6]. Перспективы медицинской акустотермометрии связаны, в первую очередь, с контролем внутренней температуры при гипертермии. Данная возможность отмечалась и обсуждалась во многих работах [7–10].

В основе томографических измерений лежит сложное (по нескольким координатам) сканирование исследуемого участка с помощью одного или нескольких датчиков акустотермографа с регистрацией акустического излучения. Результаты измерения вдоль различных направлений записываются в память компьютера, а затем решается обратная задача с помощью алгоритмов реконструктивной томографии. В другом варианте [11–13] используется сканирование с помощью фокусированных или фазируемых антенн, подчеркивающих сигнал из зоны фокуса. В настоящей работе исследована возможность использования частотной зависимости акустического излучения от глубины расположения нагретой области. Как известно, коэффициент затухания зависит от частоты (в биологических тканях зависимость близка к линейной [14]). Это означает, что чем дальше расположена нагретая область, тем сильнее в спектре принятого сигнала будут подавлены высокочастотные компоненты. Продemonстрируем это следующим примером.

Согласно [15, 16], частотную зависимость акустотермометрической температуры нагретого слоя, измеренную узкополосными датчиками большого волнового размера (каждый из которых калиброван по температуре однородной среды и работает на частоте f), можно записать следующим образом:

$$T_a(f) = \Delta T \exp(-z_0 \gamma_{bio} f) \times [1 - \exp(-H \gamma_{bio} f)] \quad (1)$$

где ΔT – инкремент, $\gamma_{bio} f$ – коэффициент акустического поглощения ($\gamma_{bio} \approx 0.23 \text{ см}^{-1} \text{ МГц}^{-1}$), z_0 – глубина расположения слоя, H – толщина слоя (далее везде рассматривается случай $H = 1 \text{ см}$). На рис. 1 показано изменение частотной зависимости акустотермометрической температуры при расположении нагретой области на разных расстояниях от антенны. Положение частоты максимума $f_{\max} = \lg(1 + H/z) / (\gamma H)$.

Для реализации методики восстановления температурного профиля $T(z)$ необходимо решение соответствующей обратной задачи, сформулированной на основе уравнения (1). Такая задача является некорректной, и необходимо привлекать соответствующие методики её решения. Для решения задачи восстановления профиля в некоторых случаях можно задачу упростить. Например, за счет применения метода многочастотного приема, успешная реализация которого была ранее выполнена в радиотермометрии В.С. Троицким [17], измерившим подповерхностную температуру Луны. Позднее этот метод применялся для восстановления профиля температуры при помощи медицин-

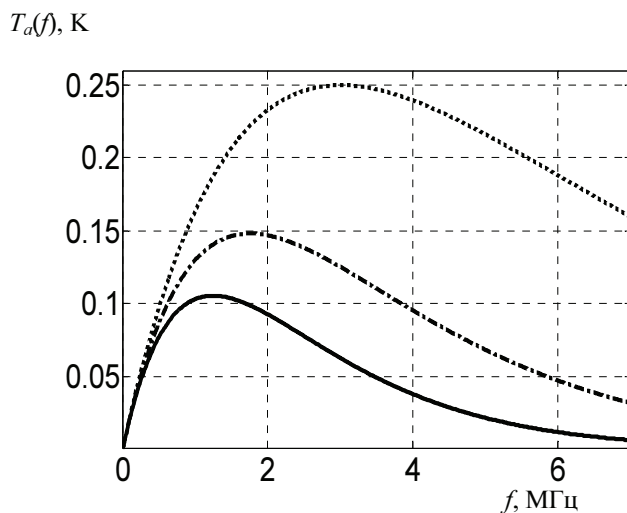


Рис. 1. Частотная зависимость яркостной температуры нагретого слоя с $H = 1$ см, $\Delta T = 1$ К, расположенного на различных глубинах: $z = 1$ см (пунктир), $z = 2$ см (штрихпунктир), $z = 3$ см (сплошная кривая)

ских СВЧ-радиометров [18]. В акустотермометрии возможность применения мультиспектрального сканирования предлагалась В.И. Пасечником [19], однако до настоящего времени подобная схема сканирования экспериментально реализована не была. В настоящее время в связи с появлением широкополосных акустических антенн появляется возможность измерения акустического излучения в нескольких частотных полосах с помощью одной антенны.

В настоящей работе рассматривается простая методика, основанная на разбиении рабочего частотного диапазона акустотермографа. Если разбить частотный диапазон акустотермографа на несколько поддиапазонов, то в зависимости от расстояния до нагретой структуры максимум сигнала будет находиться в том или ином поддиапазоне. В настоящее время полоса приема акустотермографов достигает 50–70% от средней частоты приема. Это дает основание надеяться на возможность измерения профиля температуры вдоль ультразвукового пучка с помощью одной антенны без её механического сканирования.

Как показал опыт решения обратных задач в многочастотной радиометрии [20], для проверки работоспособности и эффективности того или иного алгоритма решения обратной задачи целесообразно привлекать результаты численного моделирования процесса восстановления различных типов реально встречающихся температурных профилей.

В настоящей работе мы остановимся на температурных профилях, встречающихся при лазерной гипертермии. Возможная схема проведения термотографии методом многочастотной термометрии представлена на рис. 2. При

этом представлена схема эксперимента «на просвет»: введение лазерного излучения и установка акустического датчика акустотермографа производились с разных сторон. Принципиально возможна установка датчика с той же стороны, с которой происходит нагрев, но в этом случае усиливаются требования к термостатированию датчика.

Современная лазерная гипертермия проводится с применением длин волн, принадлежащих окну прозрачности 0.6–1.2 мкм вблизи видимого диапазона [21]. Наиболее светопоглощающими тканями являются приповерхностные слои – эпидермис и дермис. Световое поглощение в тканях кожного покрова, как правило, в несколько раз выше, чем в жировых и мышечных тканях, поэтому в течение всей процедуры самая горячая область находится вблизи поверхности биологической ткани, фактически являясь вторичным источником, от которого тепло распространяется в глубину. Можно утверждать, что при лазерной гипертермии профиль температуры принадлежит классу монотонных функций, убывающих с удалением от подогреваемой поверхности кожи. При этом (рис. 2) целесообразно измерять контактными датчиками поверхностную температуру как на стороне лазерного нагрева (в области с максимальной температурой), так и, если это возможно, на противоположной нагреву стороне (в области с минимальной температурой). Последнее позволяет считать профиль температуры уже принадлежащим классу ограниченных функций.

Эта очень важная априорная информация о характере допустимых профилей температуры позволяет существенно облегчить поиск решения соответствующей некорректной задачи.

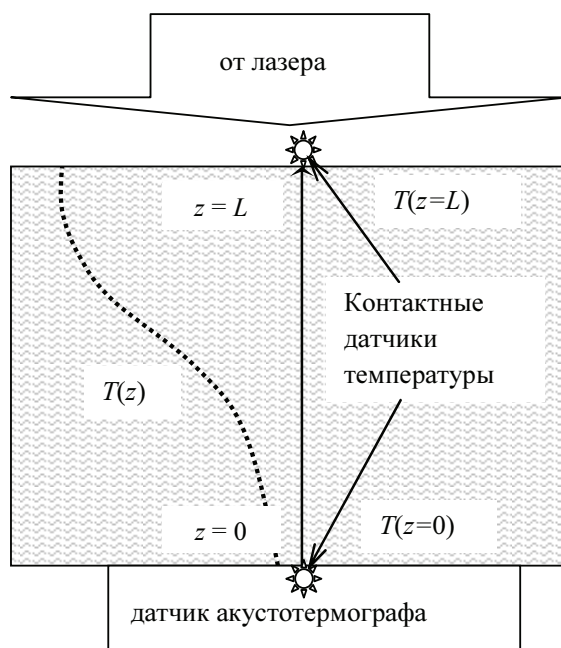


Рис. 2. Возможная схема акустической термотомографии при лазерной гипертермии. $T(z)$ – восстанавливаемый температурный профиль; $T(z=L)$ и $T(z=0)$ – поверхностные температуры, измеренные контактными датчиками

Решение прямой задачи акустотермометрии (по аналогии с радиометрией [20]) практически во всех случаях может быть сведено к интегральному уравнению Фредгольма 1-го рода следующего вида:

$$\int_{\Delta f_n}^L A(z, f) T(z) dz = T_a^{(\delta T)}(\Delta f_n), n = \overline{1, N}. \quad (2)$$

Здесь $A(z, f)$ – ядро, $T_a^{(\delta T)}(\Delta f_n)$ – измеренная n -м частотным каналом акустотермометрическая температура (δT – точность измерения), $T(z)$ – неизвестный глубинный профиль температуры, f – частота, z – глубина, L – предельная глубина зондирования для всех каналов, Δf_n – ширина полосы частотного канала с номером n . В общем случае необходимо записать несколько выражений вида (2) по числу N независимых частотных каналов.

Для решения обратных задач на основе таких уравнений существует несколько методов [22], наиболее известными из которых являются тихоновские методы, метод проекции сопряженных градиентов, а также метод условного градиента. Тихоновские методы привлекательны тем, что требуют весьма условных априорных знаний о характере искомого решения (решению достаточно принадлежать классу непрерывных функций), однако они эффективны лишь в тех случаях, когда правая часть (2) высокоинформативна ($N > 10$) и известна с высокой точностью (ошибка задания правой части не превышает 1%). Градиентные методы при-

меняют в тех случаях, когда об искомом решении известно, что оно принадлежит более узкому классу функций, например классу монотонных и (или) выпуклых и (или) ограниченных функций. В случае когда искомое решение действительно принадлежит классу искомых функций, эти методы высокоэффективны. Более сложный метод градиентного спуска является более оптимальным при точности задания входных данных лучше, чем 10^{-6} . Но поскольку при многочастотной акустотермометрии точность, с которой измеряется температура, составляет от максимального значения более 10^{-3} , целесообразно использовать метод условного градиента. Существенным недостатком классического метода условного градиента является работа с сильно изломанными профилями температуры, которые нефизичны в задачах теплопроводности. Для устранения данного недостатка в классический метод условного градиента был интегрирован специально разработанный алгоритм, осуществляющий аппроксимацию профилей температуры гауссовыми функциями на различных этапах итерационного процесса.

Решение обратной задачи для монотонного профиля температуры, изменяющегося во времени. Физический эксперимент

Схема эксперимента приведена на рис. 3. Исходный частотный диапазон используемого в эксперименте пьезопреобразователя [0,8, 3,2] МГц был разбит двумя полосовыми фильтрами

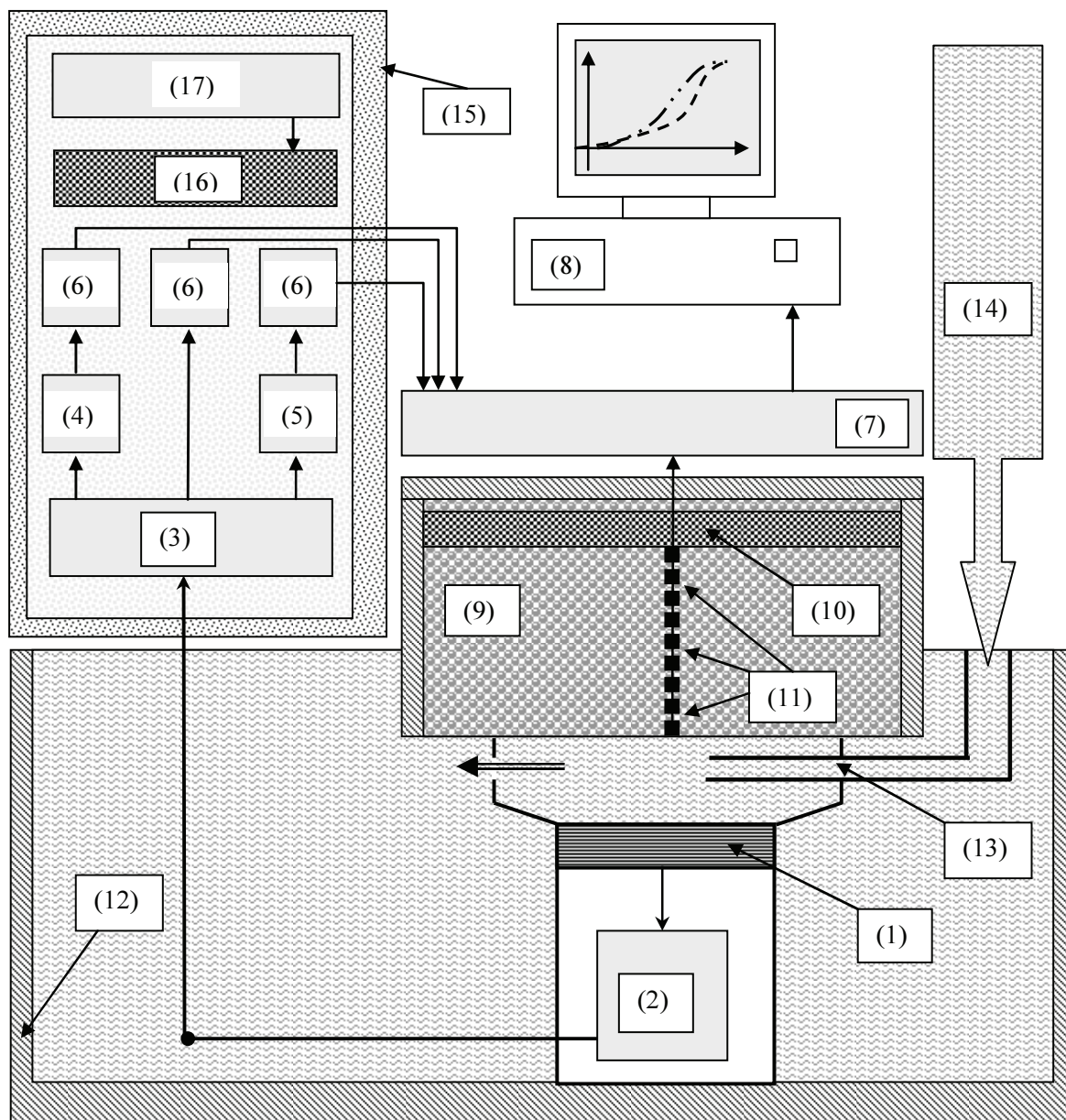


Рис. 3. Схема физического эксперимента: (1) пьезопреобразователь; (2) предусилительный блок; (3) усилительный блок; (4) полосовой фильтр на [0.8, 1.4] МГц; (5) полосовой фильтр на [2.2, 3.2] МГц; (6) интегрирующий блок; (7) АЦП; (8) компьютер; (9) объект (герметичная емкость из фторопласта, наполненная касторовым маслом и имеющая звукопрозрачное окно в нижней части); (10) нагревательный элемент; (11) линейка из десяти контактных датчиков температуры; (12) аквариум, заполненный водой комнатной температуры; (13) система трубопроводов; (14) подача воды комнатной температуры для температурной стабилизации пьезопреобразователя; (15) термостат; (16) нагревательный элемент термостата; (17) управляющее устройство нагревательного элемента термостата, обеспечивающее поддержание постоянной температуры в термостате $44 \pm 0.05^\circ\text{C}$

третьего порядка (рис. 3) на три частотных поддиапазона (Δf_1 : [0.8, 1.4] МГц, Δf_2 : [0.8, 3.2] МГц, Δf_3 : [2.2, 3.2] МГц). Следует отметить, что существует техническая возможность реализовать и большее количество полосовых фильтров. При этом (как показали результаты численного моделирования) при реализации многочастотных акустических измерений с общим числом каналов $N = 10$ можно восстанавливать профили температуры весьма сложной формы, что по-

зволяет применять принцип многочастотной акустической термотографии при решении широкого класса медицинских диагностических задач, не ограниченного контролем температуры при лазерной гипертермии. К сожалению, увеличение числа частотных поддиапазонов связано с потерей чувствительности в каждом из каналов, на которые производится разбиение. Однако технические ресурсы для сохранения чувствительности существуют, например за

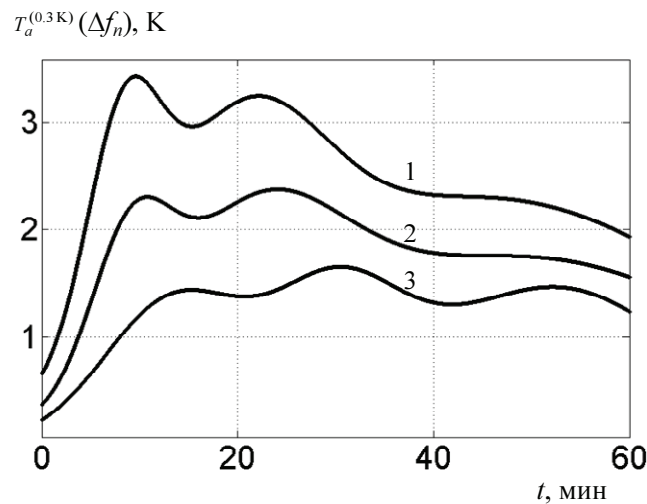


Рис. 4. Акустостоярковая температура, измеренная каждым частотным каналом, при нагреве и остывании модельной среды: (1) – $\Delta f \in [0.8, 1.4]$; (2) – $\Delta f \in [0.8, 3.2]$; (3) – $\Delta f \in [2.2, 3.2]$

счет увеличения времени накопления сигнала в каждом канале.

Как показывают результаты того же численного моделирования, использование менее полных данных о многочастотном зондировании (всего лишь трех частотных каналов) также позволяет восстанавливать пространственные распределения температуры, допустимые классы которых приходится, однако, ограничивать исходя из априорно известных данных. Так, в настоящей работе производились восстановления монотонных температурных профилей, встречающихся при лазерной гипертермии.

Для задания динамически изменяющегося монотонного профиля температуры был разработан специальный фантом (рис. 3), представляющий собой герметичную цилиндрическую полость из фторопласта, заполненную касторовым маслом. В верхней части полости был закреплен плоский нагреватель, нижняя часть была выполнена из тонкой звукопрозрачной пленки высокомолекулярного вещества.

Для успешной реализации эксперимента в конструкции акустотермографа были предусмотрены два термостабилизирующих устройства (рис. 3), об использовании которых в акустотермометрии ранее не сообщалось. Первый термостабилизирующий элемент был предназначен для поддержания температуры пьезопреобразователя при комнатной температуре и представлял собой резервуар с запасом воды и систему трубопроводов, обеспечивающих медленную циркуляцию воды вблизи поверхности пьезоэлемента. Как было выяснено в ходе предварительных экспериментов, нагрев антенного блока на 1 градус приводит к уменьшению аку-

стотермографической температуры на величину свыше 2 градусов. Таким образом, для обеспечения чувствительности 0.3 градуса на длительном промежутке времени необходимо обеспечивать температурную стабилизацию пьезокерамики на уровне порядка 0.15 градуса в течение рассматриваемого временного промежутка. Аналогично, измеренный дрейф акустостоярковой температуры при нагреве основного блока акустотермографа на 1 градус составил величину порядка 5 градусов. Соответственно, требования к термостату основного блока являлись более жесткими и составляли 0.06 градуса. Разработанные термостаты позволили избежать существенного дрейфа акустостоярковой температуры на промежутке времени приблизительно 1 час (рис. 4), чего оказалось вполне достаточно как для нагрева модельной среды до температуры порядка 15 градусов, так и для существенного ее остывания.

Отдельной задачей, решение которой было необходимо для успешного восстановления температурного профиля при многочастотной акустотермометрии, являлось определение акустического поглощения в исследуемой среде. Данные по температурной и частотной зависимости акустического поглощения в касторовом масле достаточно распространены в англоязычных статьях [23]. Однако мы сочли нужным скорректировать известные значения, основываясь на результатах собственного эксперимента, поскольку технологии производства касторового масла в России и других странах, в принципе, могут отличаться. Для определения акустического поглощения касторового масла была использована следующая экспери-

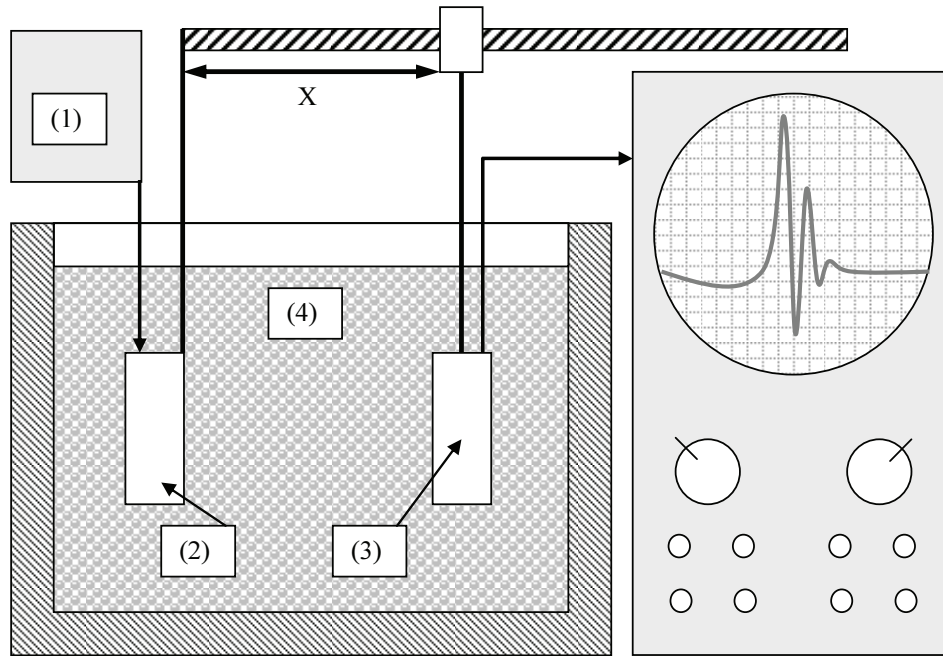


Рис. 5. Схема эксперимента по определению акустического поглощения в глицерине и касторовом масле: (1) – генератор импульса с частотой заполнения 3 МГц, (2) – передающий датчик, (3) – приемный акустический датчик, (4) – кювета с исследуемым веществом

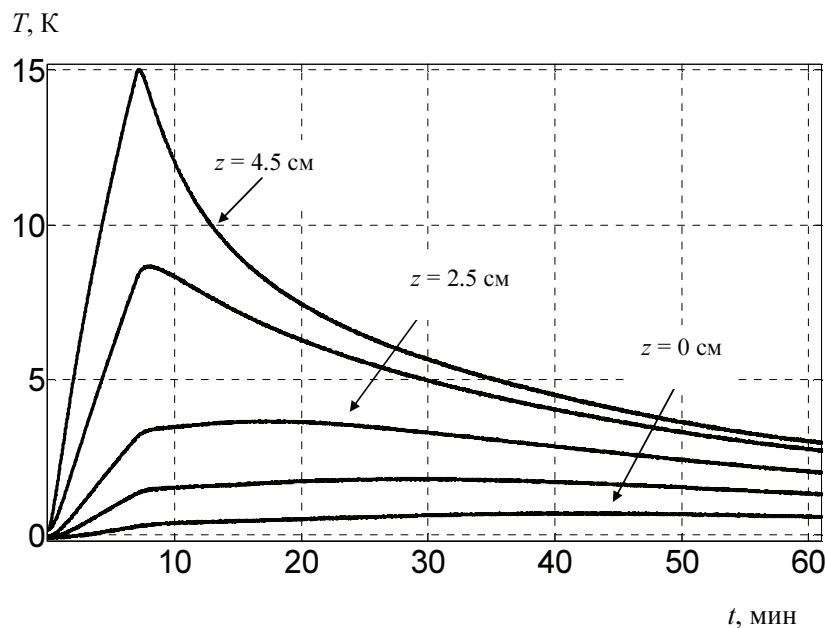


Рис. 6. Временная динамика температуры, измеренная контактными датчиками температуры на характерных глубинах 0 см, 1.5 см, 2.5 см, 3.5 см, 4.5 см (снизу вверх)

ментальная установка (рис. 5), разработанная А.Г. Саниным. Измеренный на данной установке коэффициент акустического поглощения составил $\gamma_0 \approx 0.15 \pm 0.03 \text{ см}^{-1} \text{ МГц}^{-3/2}$ при температурах от 20 до 35°C. Для сравнения полученного профиля температуры с реальным в ходе применения описанной выше методики необходимо было знать точную динамику температуры во времени в каждой точке модельного объекта. Для реше-

ния этой задачи была разработана линейка из десяти контактных датчиков (рис. 3), расположенных с шагом 0.3 мм и имеющих погрешность измерения температуры 0.5°C.

При помощи данной линейки датчиков производились многократные повторения одного и того же эксперимента, который заключался в нагреве верхней границы фантома (предварительно охлажденного до комнатной температу-

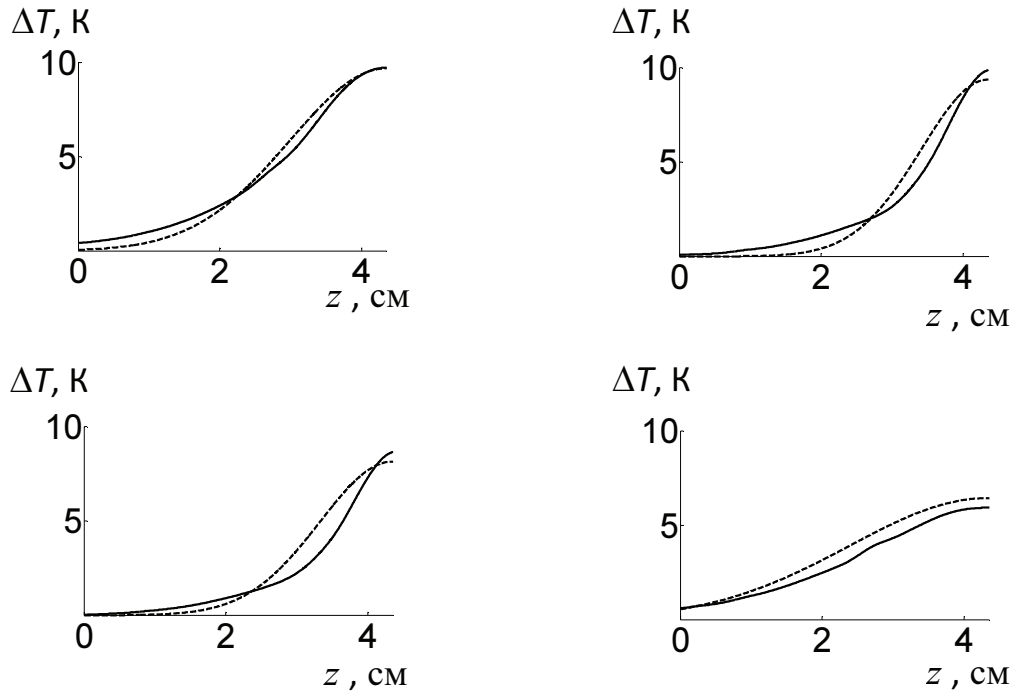


Рис. 7. Пространственные распределения приращения температуры $\Delta T(z)$, измеренные контактными датчиками (сплошные кривые) в биоподобной среде и восстановленные при помощи пассивного многочастотного акустического термотомографа (пунктиром) в различные моменты времени

ры) на 15 градусов в течение 7 минут и последующем свободном остывании фантома в течение 53 минут.

Часовая динамика температуры при таком нагреве на нескольких характерных глубинах приведена на рис. 6. Легко видеть обусловленные теплопроводностью характерные запаздывания, с которыми датчики, далеко расположенные от плоскости нагрева, регистрируют максимальные значения измеренной ими температуры. Также видно, что ни один из графиков не пересекается, что означает монотонность глубинного температурного профиля во все моменты времени.

Результаты восстановления температуры представлены на рис. 7. В качестве исходных использовались данные о временной динамике максимальной и минимальной температуры (рис. 6), которые снимались при помощи двух контактных датчиков температуры, расположенных в двух крайних точках ($z = 0$ см и $z = 4.5$ см). Также использовалась аппроксимированная временная динамика яркостной температуры в каждом из трех частотных каналов. Пересчет в акустояркую температуру в каждом канале осуществлялся по измеренной мощности акустического излучения того же фантома (рис. 3), равномерно нагретого до известных температур.

Анализируя рис. 7, можно отметить, что отклонение восстановленных профилей от точных значений температуры составляет порядка 0.5 К, чего может оказаться вполне достаточно для использования разработанной термотомографической методики при лазерной гипертермии в медицине [7].

Результаты и выводы

Таким образом, в настоящей работе впервые реализован принцип многочастотной акустотермометрии за счет разбиения исходного частотного диапазона единственного акустического датчика. Для реализации многочастотного приема акустического излучения используются три частотных поддиапазона ($\Delta f_1 : [0.8, 1.4]$ МГц, $\Delta f_2 : [0.8, 3.2]$ МГц, $\Delta f_3 : [2.2, 3.2]$ МГц). В ходе физического моделирования произведены восстановления временной динамики температуры в нагретой среде, близкой по своим акустическим свойствам к биологической ткани.

Список литературы

1. Гуляев Ю.В., Бограчев К.М., Боровиков И.П. и др. // Радиотехника и электроника. 1998. Т. 43, № 9. С. 1140–1146.
2. Кротов Е.В., Ксенофонтов С.Ю., Мансфельд А.Д. и др. // Изв. вузов. Радиофизика. 1999. Т. 17. С. 479–484.

3. Ксенофонтов С.Ю., Мансфельд А.Д., Рейман А.М. // Изв. вузов. Радиофизика. 1997. Т. 40, № 6. С. 752–760.
4. Burov V.A., Kasatkina E.E., Rummyantseva O.D. et al. // *Acoust. Imaging*. N.Y.: Kluwer Academic/Plenum Publishers. 2002. V. 26. P. 265–280, P. 231–238.
5. Миргородский В.И., Герасимов В.В., Пешин С.В. // *Акуст. журн.* 2006. Т. 52, № 5. С. 702–709.
6. Аносов А.А., Пасечник В.И., Исрефилов М.Г. // *Акуст. журн.* 1999. Т.4. № 1. С. 20–24.
7. Pasechnik V.I., Anosov A.A., Isrefilov M.G. // *Int. J. Hyperthermia*. 1999. V. 15. #2. 123–144.
8. Алехин А.И., Аносов А.А., Беляев Р.В. и др. // *Альманах клинической медицины*. 2008. Т. 17. С. 8–11.
9. Krotov E.V., Zhadobov M.V., Reyman A.M., et al. // *Appl. Phys. Lett.* 2002. V. 81. № 21. P. 3918–3920.
10. Мансфельд А.Д. // *Акуст. журн.* 2009. Т. 55, № 5. С. 546–556.
11. Аносов А.А., Гаврилов Л.Р. // *Акуст. журн.* 2000. Т. 51, № 4. С. 447–45
12. Кротов Е.В., Вилков В.А., Мансфельд А.Д. и др. // *Методы акустической диагностики неоднородных сред: Сб. научных трудов. Нижний Новгород: ИПФ РАН, 2002. С. 235–239.*
13. Рейман А.М., Кротов Е.В., Субочев П.В. // *Акуст. журн.* 2007. Т. 53, № 6. С. 779–778.
14. Kruger R.A., Kiser W.L., Romilly A.P. et al. // *Proc. SPIE*. 2001. V. 4256. P. 1–5.
15. Рейман А.М., Кротов Е.В., Субочев П.В. // *Изв. вузов. Радиофизика*. 2006. Т. 49, № 6. С. 478–488.
16. Резник А.Н., Субочев П.В. // *Акуст. журн.* 2009. Т. 55, № 6. С. 1–11.
17. Кротиков В.Д., Троицкий В.С. // *УФН*. 1963. Т. 81, № 4. С. 589–639.
18. Гайкович К.П., Сумин М.И., Троицкий Р.В. // *Радиофизика*. 1988. № 9. С. 1104–1112.
19. Аносов А.А., Пасечник В.И., Шаблинский В.В. // *Патент РФ*. 1996. № 2061408.
20. Гайкович К.П. // *Изв. вузов. Радиофизика*. 2003. Т. 46, № 4. С. 268–278.
21. Cheong W.F., Prael S.A., Welch A.J. // *IEEE J. Quantum Electronics*. 1990. V. 26. 2166.
22. Тихонов А.Н., Гончарский А.В., Степанов В.В., Ягола В.В. *Численные методы решения некорректных задач*. М.: Наука, 1990. 115 с.
23. Gladweell N., Jauanaud C., Peers K.E., Rahalkar R.R. // *Journal of American Oil Chemists Society*. 1985. V. 62. #8. P. 1231–1236.

MULTIFREQUENCY ACOUSTIC THERMOTOMOGRAPHY DURING LASER HYPERTHERMIA: PHYSICAL MODELING

P.V. Subochev, A.D. Mansfeld, R.V. Belyaev

A temperature profile restoration procedure has been developed using the multifrequency thermotomography method. The restoration is realized on the basis of acoustic noise measurements in three frequency bands and the data of contact temperature pickups. The efficiency of the proposed procedure has been demonstrated during the model physical experiment on the restoration of a monotonic temperature profile in a biosimilar medium.

Keywords: passive acoustic thermometry, multifrequency thermotomography, noninvasive acoustic measurements, internal temperature, thermal acoustic noise.