АКУСТИЧЕСКИЙ ЖУРНАЛ, 2008, том 54, № 3, с. 499–504

АКУСТИКА ЖИВЫХ СИСТЕМ. БИОЛОГИЧЕСКАЯ АКУСТИКА

УДК 534.8

СОВМЕСТНОЕ ИСПОЛЬЗОВАНИЕ АКУСТОТЕРМОГРАФИИ И ИК-ТЕПЛОВИДЕНИЯ ДЛЯ КОНТРОЛЯ ТЕМПЕРАТУРЫ ПРИ НАГРЕВЕ МОДЕЛЬНОГО БИОЛОГИЧЕСКОГО ОБЪЕКТА

© 2008 г. А. А. Аносов[1,2], Ю. Н. Барабаненков[1], К. М. Бограчев[1], Р. В. Гарсков[3], А. С. Казанский[4], А. С. Шаракшанэ[5]

[1] *Институт радиотехники и электроники РАН*
125009 Москва, центр, ГСП-3, ул. Моховая 11
Тел.: (495) 924-5285; Факс: (495) 924-5285

[2] *Московская медицинская академия им. И.М. Сеченова*
119992 Москва, ул. Б. Пироговская 2/6
Тел.: (495) 367-1872; Факс: (495) 248-0181

[3] *ООО "ИРТИС" 101000, Москва, Старосадский пер. 8, стр. 1*
Тел. (495) 746-2265; Факс: (495) 624-2351

[4] *Московский государственный институт радиотехники, электроники и автоматики (технический университет)*
119454 Москва, проспект Вернадского 78
Тел. (495) 433-00-66 Факс (495) 434-92-87

[5] *Институт биохимической физики РАН 117997 Москва, ул. Косыгина 4*
Тел: (495) 135-7894, факс: (495) 137-4101
E-mail: aanosov@atom.ru

Поступила в редакцию 19.03.07 г.

Проведен эксперимент, моделирующий нагрев биологического объекта. В качестве модельного объекта использовали говяжью печень. Контролировали глубинную температуру при нагреве-охлаждении печени с помощью линейки из трех акустотермометров и параллельно регистрировали тепловое электромагнитное излучение в ИК-диапазоне для контроля поверхностной температуры объекта. Результаты акустотермометрических измерений и ИК-тепловидения полностью коррелировали с динамикой нагрева-охлаждения. Одновременное использование и акустотермометров, и ИК-тепловидения позволяет повысить надежность получаемой информации.

PACS: 43.60.Kx, 43.60.Rw, 43.80.Ev, 43.80.Vj

В медицине используются процедуры нагрева тканей организма: гипертермия – сравнительно незначительный нагрев до 42–45°C и термоабляция – в этом случае ткань прогревают вплоть до 100°C. Одной из проблем при этом является контроль температуры нагреваемого органа. Для этой цели можно использовать акустотермографию – регистрацию теплового акустического излучения. Этот вопрос рассматривается теоретически [1–4], а также проводятся модельные эксперименты [4–6]. Теоретические оценки показывают, что потенциально акустотермография позволяет определять температуру в глубине (5–10 см) объекта с точностью до 0.5–1 K с пространственным разрешением около 1 см^3. Модельные эксперименты по гипертермии проведены с печенью, причем для нагрева использовали инфракрасный лазер. В работе [5] измерения температуры проводили одним акустотермометром после прекращения нагрева, в работе [6] температура регистрировалась в течение всего времени нагрева (около 5 мин) 12 канальным акустояркостным термометром.

В нашей работе поставлена задача – экспериментально смоделировать процедуру нагрева ткани при включенном и выключенном источнике тепла. В качестве модельного объекта используется говяжья печень. Контроль глубинной температуры в течение всей процедуры осуществляется с помощью линейки из трех акустотермометров. При этом параллельно предлагается регистрировать тепловое электромагнитное излучение в инфракрасном (ИК) диапазоне для контроля поверхностной температуры объекта.

Измерения теплового акустического излучения не требуют специальной подготовки модельного объекта: мы промыли печень и поместили

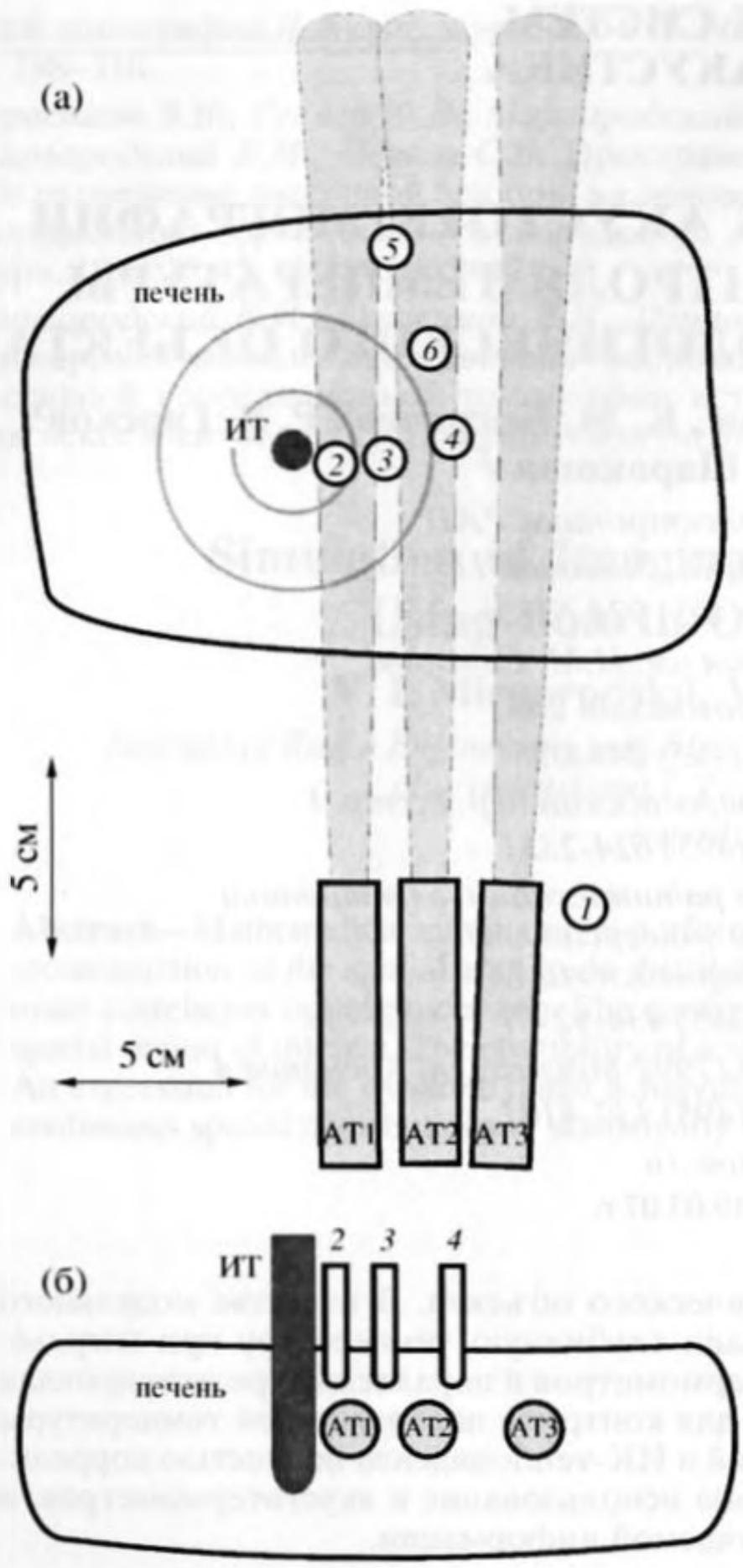

Рис. 1. Схема эксперимента: вид сверху (а) и фронтальный (б). ИТ – источник тепла, *1–6* – электронные термометры, АТ1-3 – акустотермометры, диаграммы направленности которых показаны серым цветом.

ее до начала эксперимента в воду на один час. Схема эксперимента показана на рис. 1 в двух ракурсах: вид сверху (а) и фронтально (б). Печень размером приблизительно $16 \times 10 \times 5$ см^3 находилась в аквариуме с водой, при этом ее верхняя часть немного (на 2–3 мм) выступала из воды. В печень сверху на глубину 3.5 см вертикально вставили металлический прут ИТ диаметром 4 мм (обычный паяльник мощностью 25 Вт), который за 20 мин разогревался до температуры 80–90°С. Сценарий нагрева был следующий: нагреватель включили на 16 мин, отключили на 14 мин, включили снова на 10 мин и окончательно выключили. Вся процедура заняла около 80 мин. Нагрев объекта контролировали пятью электронными термометрами (еще один термометр измерял температуру аквариума) с точностью 0.3 К. Термометры были вставлены в печень на глубину около 1 см на разном расстоянии от нагревателя. Поверхностную температуру объекта сверху измеряли тепловизором – портативным компьютерным термографом ИРТИС-2000 (www.irtis.ru) с чувствительностью 0.05 К. Прибор регистрировал электромагнитное излучение в ИК диапазоне с верхней (выступающей из воды) поверхности печени. Датчики акустотермометров были расположены в аквариуме на глубине 3 см от поверхности воды. Если смотреть со стороны акустотермометров, печень прогревали на глубине 5 см[1]. Это расстояние можно считать характерным для организма человека. Акустотермометры, разработанные группой С.Н. Антонова и В.И. Миргородского [7], имели следующие параметры: полоса приема – 1.8 ± 0.2 МГц, диаметр приемника – 9 мм. На рис. 1 серым цветом обозначены диаграммы направленности (аппаратные функции) акустических антенн. Принимаемый акустический сигнал преобразовывался в электрический, усиливался и подавался на 12-разрядный АЦП с максимальной частотой дискретизации 30 МГц.

Снимок печени в ИК диапазоне представлен на рис. 2. Для построения изображения использованы оттенки черно-белой гаммы. На рисунке виден нагретый источник, нагретые участки печени и провода, ведущие к электронным термометрам. Так как тепловизор располагался не сверху от объекта, а под углом к нему, изображение зоны нагрева имеет вид эллипса. Если соответствующим образом повернуть изображение, т.е. "установить" тепловизор вертикально, то зона нагрева будет круговой. Источник тепла обладает осевой симметрией и можно считать, что печень изотропна по отношению к нагреву. Этот результат мы будем учитывать для построения распределения температуры в глубине объекта и считать, что оно симметрично относительно оси нагревателя. При построении использована аппроксимация данных пяти термометров, расположенных на разных расстояниях от нагревателя на глубине 1 см (см. рис. 1). Полученные результаты как функция времени и в зависимости от расстояния до нагревателя показаны на рис. 3а. Изменение поверхностной температуры, измеренной тепловизором, показано на рис. 3б. При сравнении рисунков видно, что пространственно-временные распределения глубинной и поверхностной температур достаточно хорошо коррелируют.

Подробнее остановимся на акустических измерениях. Измеряемой величиной является квадрат

[1] В работе [6] глубина, на которой находился нагреватель, была меньше и составляла около 1 см.

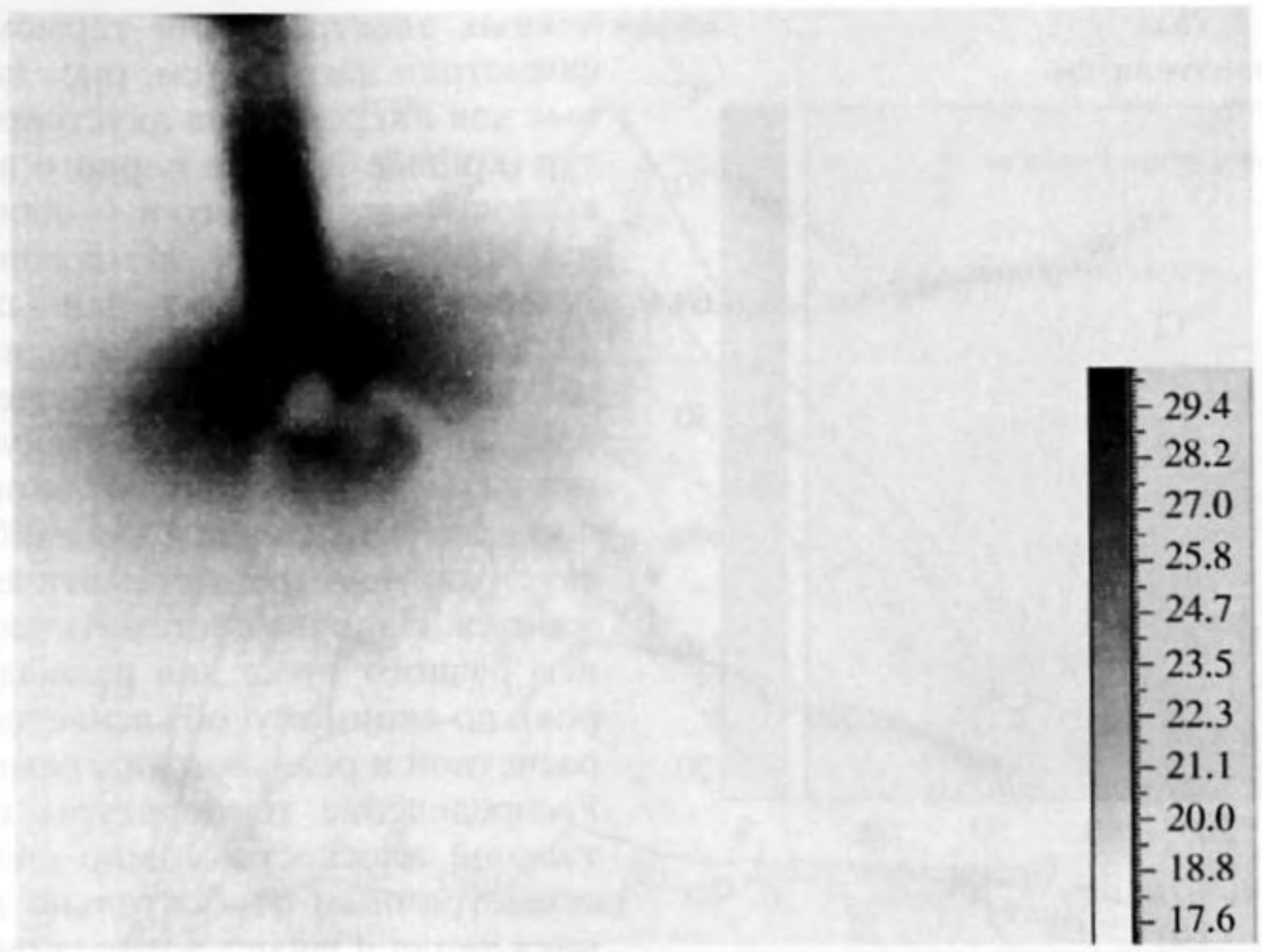

Рис. 2. ИК изображение источника тепла и нагретой печени с температурной шкалой. Заметны провода, ведущие к электронным термометрам.

давления теплового акустического излучения, который пропорционален температуре объекта. Если измеряемый сигнал прокалибровать в градусах, то получается акустояркостная температура [8]. Для калибровки использовали акустическое черное тело – пластилин, акустояркостная температура которого близка к его термодинамической температуре. Показания приборов достаточно медленно менялись со временем, и чтобы избавится от незначительного дрейфа аппаратуры, мы периодически перекрывали на 30 с сигнал из объекта. В это время мы принимали излучение из аквариума, т.е. измеряли его акустояркостную температуру. Термодинамическая температура аквариума за время эксперимента практически не изменилась. В течение следующих 30 с сигнал "шел" от объекта, т.е. мы измеряли акустояркостную температуру печени. Определяли разность сигналов – инкремент акустояркостной температуры. Временная зависимость измеряемых сигналов для трех акустотермометров представлена на рис. 4. Относительная величина сигналов полностью определяется характером распределения температуры: максимальный сигнал регистрируется ближайшим к нагревателю акустотермометром, минимальный – наиболее удаленным. Инкременты акустояркостных температур четко коррелируют с изменениями сценария гипертермии: после включения нагрева сигналы увеличиваются, после отключения – уменьшаются.

Для сравнения экспериментальных данных с теоретическими необходимо знать поглощение ультразвука в печени. Для определения коэффициента поглощения между нагретым пластилином и акустотермометрами помещали слой печени толщиной в 1 см. Сравнение измеренных сигналов, идущих от нагретого пластилина через печень и без печени, позволило рассчитать коэффициент затухания ультразвука по интенсивности. На частоте около 1.8 МГц он составляет 0.5 1/см (по данным работы [6] коэффициент затухания в печени на частоте 2 МГц равен 0.6 1/см).

Расчетные значения инкремента акустояркостной температуры ΔT_A определяются с помощью известного интегрального уравнения [8]:

$$\Delta T_A = \int_{\Omega} \alpha \Delta T \exp(-\alpha x) dx, \qquad (1)$$

где интегрирование по оси x ведется вдоль диаграммы направленности датчика в области Ω, где инкремент термодинамической температуры ΔT не равен нулю, т.е. в пределах исследуемого объекта, а α – коэффициент поглощения по интенсивности, который считается постоянным.

Использовать выражение (1) следует, учитывая следующие ограничения. Вообще говоря, интегрирование надо проводить с учетом поперечного размера диаграммы направленности, но расчеты показывают, что, при данной схеме эксперимента, изменение результата несуще-

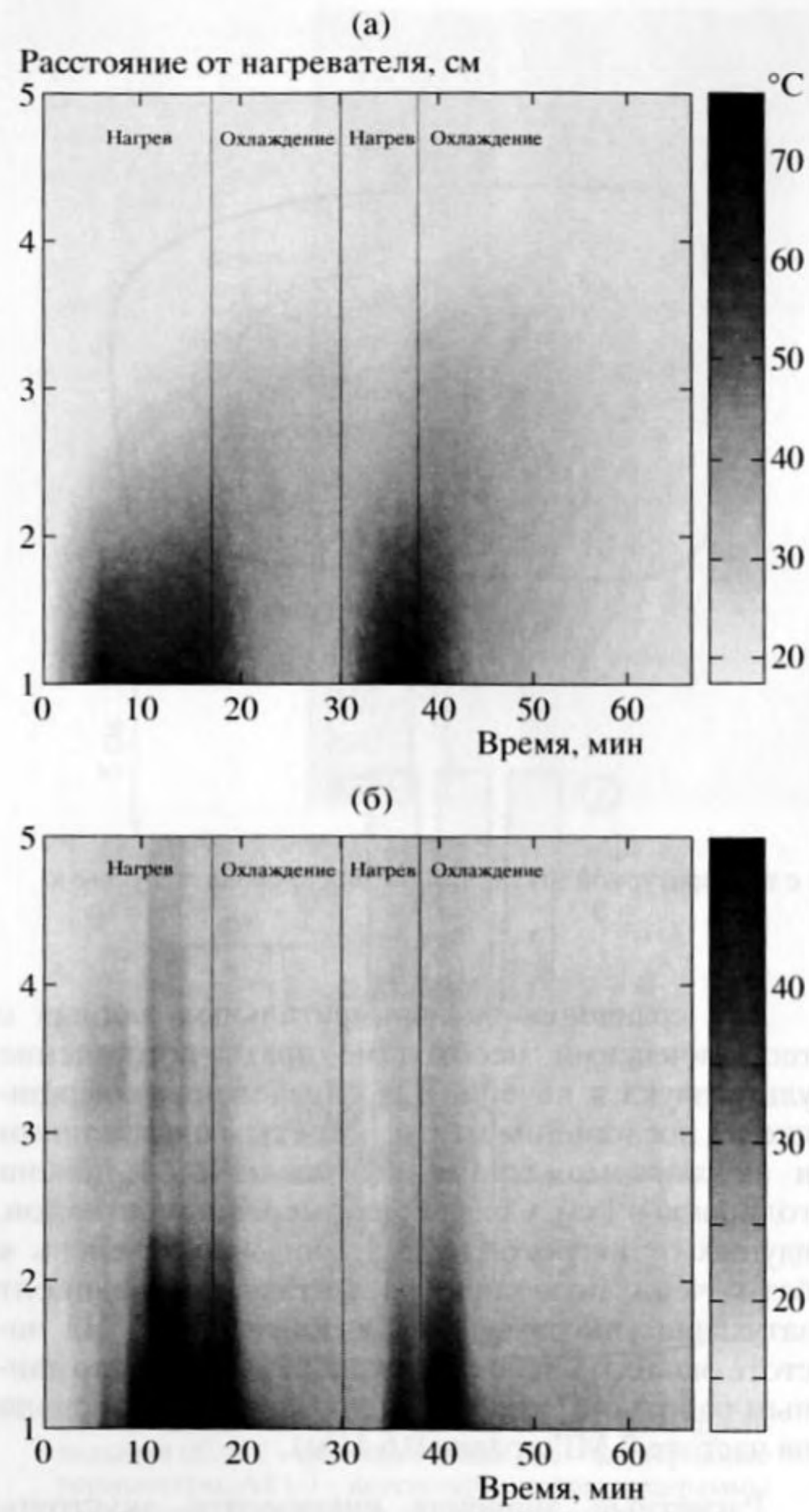

Рис. 3. Пространственно-временная зависимость а) глубинной температуры печени (аппроксимация по данным электронных термометров) и б) поверхностной температуры, полученной с помощью ИК-тепловидения. Показаны периоды нагрева и охлаждения объекта.

ственно. В выражение (1) входит коэффициент поглощения, а мы измерили (и будем использовать в расчетах) коэффициент затухания. Заметим, что в печени их значения различаются [9]. Учет рассеяния приводит к изменению (в основном к расширению) области, из которой принимается сигнал. Этот эффект в большей степени влияет на результаты в случае сильных градиентов температуры [10].

Профиль инкремента температуры ΔT вдоль оси датчика можно определить из данных, полученных электронными термометрами с учетом симметрии нагрева (см. рис. 3а). Расчетные данные для инкрементов акустояркостных температур (кривые *1*, *2* для первого акустотермометра, кривая *3* – для второго и *4* – для третьего) показаны также на рис. 4. Из сравнения экспериментальных и расчетных данных видно сходство форм кривых. Также заметно наличие систематических ошибок, которые существенны для двух ближайших к нагревателю акустотермометров в моменты максимального прогрева образца. В процессе охлаждения и для наиболее отдаленного акустотермометра систематические ошибки снижаются. Наличие систематических ошибок (причем разного знака для разных акустотермометров), по-видимому, объясняется несоответствием расчетной и реальной диаграмм направленности. Распределение температуры в любой горизонтальной плоскости можно считать центрально-симметричным относительно положения источника тепла. Однако распределение температуры меняется в вертикальном направлении. По мере удаления от поверхности печени вниз температура сначала увеличивается (см. рис. 3). Если продолжить движение вниз, то температура станет уменьшаться, потому что нагреватель вставлен в объект только на 3.5 см и температура нагревателя снижается сверху вниз. Таким образом, если ось акустотермометра отклоняется от горизонтального направления (или если мы не совсем точно определили ее положение), то могут возникнуть наблюдаемые систематические ошибки. Они тем больше, чем больше градиент температуры в области приема сигнала. Это существенно в начале нагрева в областях близких к нагревателю. Теоретические кривые *1* и *2* подтверждают сказанное. Одна из кривых получена для случая, когда ось акустотермометра расположена в 1.5 см от источника нагрева (что соответствует схеме эксперимента на рис. 1), другая, когда ось находится в 2 см. Как видно, разница в 0.5 см значительно меняет акустояркостную температуру в начале нагрева и не существенно в конце.

Таким образом, проведен эксперимент, моделирующий ситуацию нагрева биологического объекта. При этом контроль температуры осуществлялся все время: и в процессе нагрева, и при охлаждении образца. Для этого одновременно использовали два разных способа пассивного зондирования температуры: регистрировали ИК электромагнитное и тепловое акустическое излучение. Результаты, полученные обоими методами хорошо коррелируют с реальным изменением глубинной температуры, хотя и имеют систематические ошибки, которые должны быть учтены в дальнейшем. Заметим, что одновременное исполь-

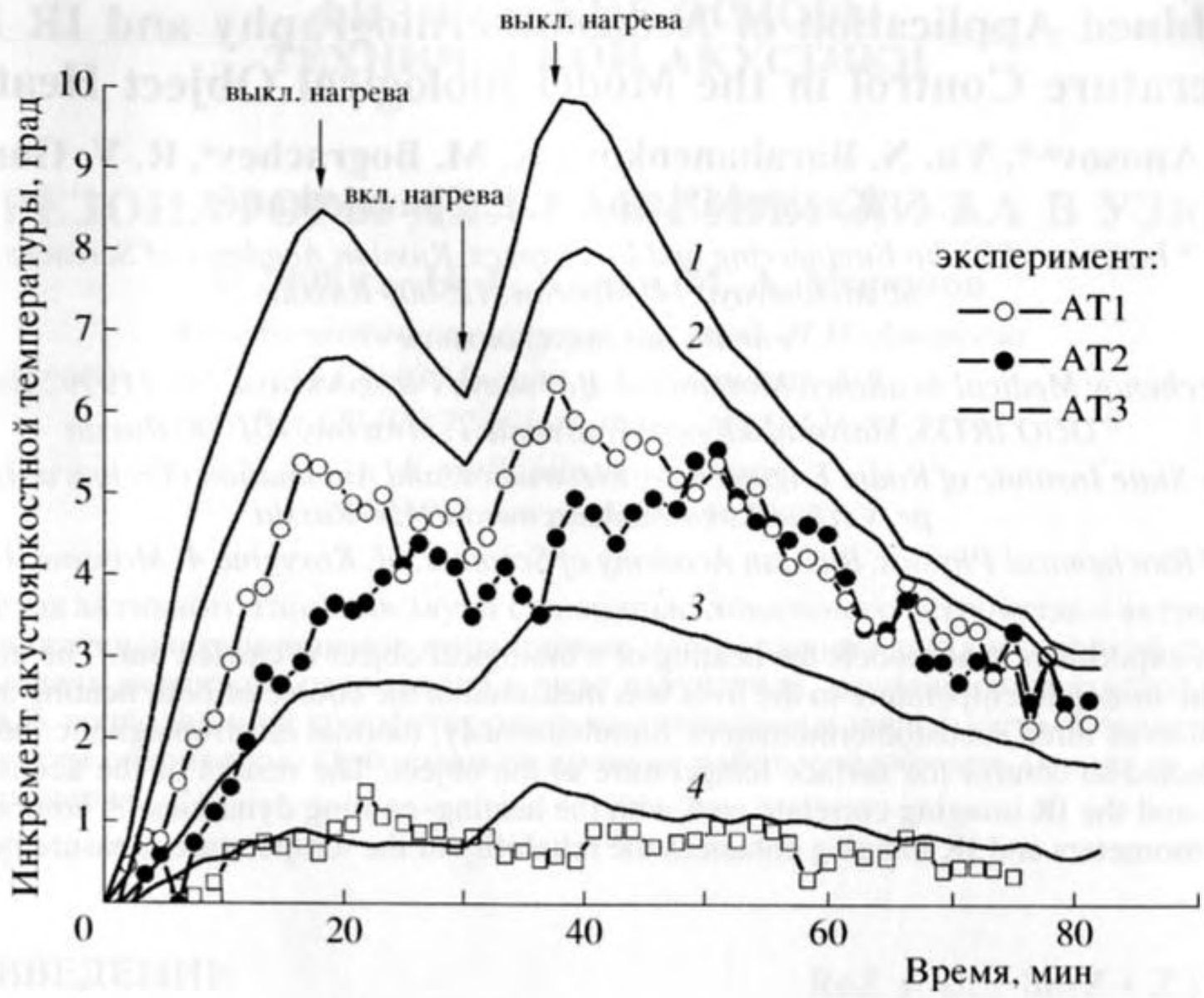

Рис. 4. Экспериментальные и расчетные изменения инкрементов акустояркостной температуры для трех акустотермометров (AT1-3) в ходе эксперимента. Ноль соответствует температуре аквариума 18°C. Моменты включения и выключения нагрева показаны стрелками. *1*, *2* – расчетные кривые для разных расстояний (1.5 и 2 см) от нагревателя до оси AT1. *3*, *4* – расчетные кривые для AT2, AT3.

зование в диагностике трех неинвазивных способов измерения температуры: ИК тепловидения, радиотермометрии и акустотермометрии является идеалом для всех, кто занимается этой проблемой[2]. Наша работа – шаг в данном направлении.

Работа поддержана РФФИ (грант № 05-02-17646).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Passechnick V.I., Anosov A.A., Isrefilov M.G.* Potentialities of Passive Thermoacoustic Tomography of Hyperthermia // Int. J. Hyperthermia, 15 (2). 1999. P. 123–144.
2. *Аносов А.А., Гаврилов Л.Р.* Восстановление распределения глубинной температуры биообъектов с помощью линейных фазированных решеток // Акуст. журн. Т. 51. 2005. № 4. С. 447–455.
3. *Буров В.А., Дариалашвили П.И., Румянцева О.Д.* Активно-пассивная термоакустическая томография // Акуст. журн. 2002. Т. 48. № 4. С. 474–484.
4. *Пасечник В.И., Аносов А.А., Бограчев К.М.* Основы и перспективы пассивной термоакустической томографии // Биомедицинская радиоэлектроника. 1999. № 2. С. 3–26.
5. *Герасимов В.В., Миргородский В.И., Пешин С.В., Хильфман И., Филип К.* О возможности использования акустотермометров для сопровождения лазерной гипертермии // III сессия Российского акустического общества. Акустика и медицина, Москва, 1994. С. 52–54.
6. *Кротов Е.В., Рейман А.М., Жадобов М.В.* Акустический контроль внутренней температуры биологических объектов при лазерной гипертермии // Акустика речи. Медицинская и биологическая акустика. Архитектурная и строительная акустика. Шумы и вибрации. Сборник трудов XVIII сессии Российского акустического общества. Т. 3. М.: ГЕОС, 2003, С. 203–206.
7. *Миргородский В.И., Герасимов В.В., Пешин С.В.* Экспериментальные исследования особенностей пассивной корреляционной томографии источников некогерентного акустического излучения мегагерцового диапазона // Акуст. журн. 2006. Т. 52. № 5. С. 606–612.
8. *Пасечник В.И.* Оценка чувствительности метода акустотермографии // Акуст. журн. 1990. Т. 36. № 4. С. 718–724.
9. *Duck F.* Physical Properties of Tissue. London: Academic Press, 1990. 346 P.
10. В.И.Пасечник Акустотермография биообъектов: влияние рассеяния ультразвука и динамики температурных полей // Акуст. журн. 1990. Т. 36. № 5. С. 920–926.
11. *Поляков В.М.* Применение СВЧ-радиометрии в медицине и животноводстве // Биомедицинская радиоэлектроника, 1999. № 2. С. 85–89.

[2] Отметим, что результаты одновременных измерений ИК- и радиотермометрии представлены в работе [11].

A Combined Application of Acoustothermography and IR Imaging for the Temperature Control in the Model Biological Object Heating Procedure

A. A. Anosov[a, b], Yu. N. Barabanenkov[a], K. M. Bograchev[a], R. V. Garskov[c], A. S. Kazanskiĭ[d], and A. S. Sharakshané[e]

[a] *Institute of Radio Engineering and Electronics, Russian Academy of Sciences, ul. Mokhovaya 11, Moscow, 125009 Russia*

e-mail: aanosov@atom.ru

[b] *Sechenov Medical Academy, Moscow, ul. Bol'shaya Pirogovskaya 2/6, 119992 Russia*

[c] *OOO IRTIS, Starosadskiĭ per. 8, stroenie 1, Moscow, 101000 Russia*

[d] *Moscow State Institute of Radio Engineering, Electronics, and Automation (Technical University), pr. Vernadskogo 78, Moscow, 119454 Russia*

[e] *Institute of Biochemical Physics, Russian Academy of Sciences, ul. Kosygina 4, Moscow, 117997 Russia*

Abstract—An experiment that models the heating of a biological object is carried out. The model object was a beef liver. The in-depth temperature in the liver was measured in the course of both heating and cooling with the use of a chain of three acoustothermometers. Simultaneously, thermal electromagnetic radiation in the IR range was detected to control the surface temperature of the object. The results of the acoustothermometric measurements and the IR imaging correlate well with the heating–cooling dynamics. A combined application of acoustothermometers and IR imaging enhances the reliability of the temperature measurements.