

Измерения глубинной температуры тела человека методом пассивной акустической термометрии

А. А. Аносов¹, И. С. Балашов², А. В. Ерофеев¹, Ю. С. Жданкина¹,
А. А. Шаракшанэ³, А. Д. Мансфельд⁴

¹ Первый Московский государственный медицинский университет им. И. М. Сеченова Минздрава России,
Россия, 119991, г. Москва, ул. Трубецкая, д. 8, стр. 2

² Национальный медицинский исследовательский центр акушерства,
гинекологии и перинатологии им. В. И. Кулакова Минздрава России,
Россия, 117997, г. Москва, ул. Академика Опарина, д. 4

³ Институт радиотехники и электроники им. В. А. Котельникова РАН,
Россия, 125009, г. Москва, ул. Моховая, д. 11, к. 7

⁴ Федеральный исследовательский центр Институт прикладной физики РАН,
Россия, 603950, г. Нижний Новгород, ул. Ульянова, д. 46

Measurement of the Core Human Body Temperature by Means of Passive Acoustic Thermometry

Andrey A. Anosov¹, Ivan S. Balashov², Alexander V. Erofeev¹, Yuliya S. Zhdankina¹,
Alexander A. Sharakshane³, Anatoly D. Mansfel'd⁴

¹ I. M. Sechenov First Moscow State Medical University, Ministry of Health of Russia,
8 Trubetskaya Str., Bldg. 2, 119991 Moscow, Russia

² V. I. Kulakov Research Center for Obstetrics, Gynecology and Perinatology, Ministry of Health of Russia,
4 Academic Oparin Str., 117997 Moscow, Russia

³ V. A. Kotel'nikov Institute of Radio-Engineering and Electronics, RAS,
11 Mokhovaya Str., Bldg. 7, 125009 Moscow, Russia

⁴ Federal Research Center Institute of Applied Physics, RAS,
46 Ulyanov Str., 603950 Nizhny Novgorod, Russia

Цель исследования. Установить возможность использования пассивной акустической термометрии для измерения глубинной температуры участков тела человека.

Материалы и методы. Тепловое акустическое излучение измеряли многоканальным акустотермографом с пороговой чувствительностью 0,3°C при времени интегрирования 10 с. Для измерения поверхностной температуры использовали портативный компьютерный инфракрасный термограф с чувствительностью 0,1°C.

Результаты исследования. Измерения теплового акустического излучения правого подреберья испытуемого провели, чтобы получить интегральную температуру печени после приема испытуемым сахара. Одновременно проводили измерения концентрации глюкозы в крови. В течение полутора часов содержание глюкозы выросло от 4 до 8 ммоль/л, после чего начало снижаться. С задержкой в полчаса после увеличения концентрации глюкозы измеряемая акустическая температура увеличилась на 2°C. Модельный расчет показал, что температура печени при этом увеличилась с 37 до 38°C.

Заключение. Показали, что пассивную акустическую термометрию можно использовать для измерения глубинной температуры участков тела человека. Предложенный метод может быть востребован в медицине критических состояний.

Ключевые слова: тепловое акустическое излучение; глубинная температура; поверхностная температура; температура печени; уравнение теплопроводности с учетом кровотока

The purpose of the study. To determine whether it is possible to use passive acoustic thermometry to measure the core temperature of human body regions.

Materials and methods. Thermal acoustic radiation was measured by a multichannel acoustic thermograph with a threshold sensitivity of 0.3°C at an integration time of 10 s. A portable computer infrared thermograph with a sensitivity of 0.1°C was used to measure the superficial temperature.

Results. Measurements of thermal acoustic radiation of the right hypochondrium of the study subject were carried out to obtain an integral temperature of the liver after intake of sugar. At the same time, blood glucose concentrations were measured. The glucose level increased from 4 to 8 mmol/l within an hour and a half; then it began to decline. The acoustic radiation temperature increased by 2°C with a half an hour delay after the increase in the glucose level. Model calculation showed that the liver temperature increased from 37 to 38°C.

Адрес для корреспонденции:

Юлия Сергеевна Жданкина
E-mail: juliaszd@yandex.ru

Correspondence to:

Julia S. Szdankina
E-mail: juliaszd@yandex.ru

Conclusion. It was shown that passive acoustic thermometry can be used to measure the core temperature of different regions of the human body. The proposed method may be useful in the emergency medicine.

Keywords: thermal acoustic radiation; core temperature; superficial temperature; liver temperature; heat conduction equation taking into account blood flow

DOI:10.15360/1813-9779-2019-1-39-46

Введение

При критических состояниях организма, связанных с гипер- и гипотермией, важно с погрешностью около $0,5^{\circ}\text{C}$ осуществить безболезненные, неинвазивные измерения глубинной температуры [1]. Например, в работе [2], где рассмотрены возможные применения терапевтической гипотермии в реаниматологии, в требованиях к технологии проведения гипотермии указана необходимость контроля температуры «теплового ядра» тела человека. В работе [3], посвященной исследованию лихорадки при родах с обезболиванием, измерения температуры тела проводили до обезболивания, каждый час после обезболивания и в течение часа после родов.

Разница между температурой внутренних органов и поверхностью кожи может составлять до $5\text{--}10^{\circ}\text{C}$ [4], что определяет задачу измерения именно глубинной, а не поверхностной температуры тела. Магниторезонансная (МР) термометрия в будущем позволит решить эту задачу [5] в клинических условиях. В обзоре [6] обобщаются достижения в области МР-термометрии, приводятся практические соображения, обсуждаются проблемы, ограничивающие точность измерения температуры *in vivo*, пространственное и временное разрешение метода. Однако этот метод требует дорогостоящего оборудования, обученного персонала и специально подготовленных помещений. Поэтому наличие альтернативных безболезненных методов крайне актуально, особенно в условиях дефицита времени, когда необходимо оценить состояние пациента. Для измерения глубинной температуры тела человека предлагают использовать пассивную акустическую термометрию, физической основой которой является регистрация собственного теплового акустического излучения организма [7, 8].

В медицине для измерения температуры тела используется регистрация его собственного электромагнитного излучения в инфракрасном диапазоне (ИК термометрия). Однако этот метод, в отличие от акустической термометрии, дает информацию не о глубинной температуре, а о температуре поверхности тела. Расчеты показывают [9], что акустотермометрия позволяет измерить температуру на глубине вплоть до $3\text{--}8$ см, в объеме около 1 cm^3 с погрешностью $0,5\text{--}1^{\circ}\text{C}$ за время порядка одной минуты. В литературе представлены экспериментальные результаты акустотермометрических исследований на модельных объектах различной природы [10–12]. В исследованиях,

Introduction

Since critical illness associates with hyper – and hypothermia, it is important to carry out painless, non-invasive measurements of the core temperature at an accuracy of 0.5°C [1]. For example, in a paper [2], where possible application of therapeutic hypothermia in the intensive care were considered, the requirements for the hypothermia technique indicated the need to monitor the temperature of the thermal core of the human body. In another study the discussing fever in childbirth with anesthesia, body temperature measurements were carried out before anesthesia, every hour after anesthesia and for an hour after delivery [3].

The difference between the visceral temperature and the skin surface can be up to $5\text{--}10^{\circ}\text{C}$ [4], which requires measurements of the core temperature, but not the superficial one. Magnetic resonance (MR) thermometry might allow to solve this problem in the future in a clinical setting [5]. A review [6] has summarized achievements in the field of MR thermometry, provided practical considerations, discussed the problems that limit the accuracy of temperature measurement *in vivo*, as well as spatial and temporal resolution of the method. However, this method requires expensive equipment, trained personnel and specifically prepared facilities. Therefore, the availability of alternative painless methods is urgently needed, especially due to the shortage of time when it is necessary to diagnose patient's condition. Passive acoustic thermometry is proposed to measure the core body temperature; the physical basis of this technique is the registration of the body's own thermal acoustic radiation [7, 8].

Registration of body's own electromagnetic radiation in the infrared range (IR thermometry) is used to measure the body temperature in medicine. However, unlike acoustic thermometry this method provides information not on the core temperature, but on the temperature of the body surface. Calculations [9] have demonstrated that acoustic thermometry allows to measure the temperature at a depth of up to $3\text{--}8$ cm, in a volume of about 1 cm^3 accurate within $0.5\text{--}1^{\circ}\text{C}$ within about one minute. Various publications described experimental results of acoustic thermometric studies with model objects of different nature [10–12]. Clinical studies assessed changes in blood flow and heat production in the gastrocnemius muscle [13] and forearm [14].

We will present clinical examples of application of the acoustic thermometry. Measurements of the core brain temperature were carried out in patients

проведенных на испытуемых, изучали изменение кровотока и теплопродукции в икроножной мышце [13] и предплечье [14].

Отметим клинические примеры использования акустотермометрии. Были проведены измерения глубинной температуры мозга пациентов реанимационного отделения НИИ нейрохирургии им. ак. Н. Н. Бурденко, у которых частично отсутствовали кости черепа [15]. В ЦКБ РАН в течение процедуры лазерной гипертермии щитовидной железы был проведен акустотермометрический мониторинг результатов нагрева [16].

Если анализировать измерения температуры печени, проведенные без использования МР-термометрии, то можно указать две работы. В работе [17] с помощью ИК-термометрии у испытуемых измерялась температура кожи в области печени после приема глюкозы. При этом никаких значимых изменений температуры поверхности тела не было зарегистрировано, что авторы связывают с рассеиванием тепла. Этот результат указывает на важность измерения именно глубинной температуры тела. В работе [18] испытуемые принимали глюкозу, для измерений использовалась радиотермография, датчики размещались на поверхности тела. Было зарегистрировано некоторое повышение температуры.

Цель исследования — установить возможность использования пассивной акустической термометрии для измерения глубинной температуры участков тела человека.

Материал и методы

Тепловое акустическое излучение измеряли многоканальным акустотермографом [19], разработанным в Институте прикладной физики РАН, Нижний Новгород (полоса пропускания 1,6–2,5 МГц, пороговая чувствительность при времени интегрирования 10 с – 0,3°C, диаметр датчиков 8 мм). Для акустического согласования между телом и датчиком на кожу наносили стандартный гель для УЗИ. Принимаемые датчиками акустические сигналы преобразовывались в электрические, усиливались, проходили через квадратичный детектор и усреднялись в течение 30 мс. С выхода акустотермографа сигналы подавались на 14-и разрядный многоканальный АЦП Е14-140 (ЗАО «L-Card», Москва, Россия) с частотой дискретизации 1 кГц на один канал и поступали в компьютер. Разработанная программа проводила дальнейшее усреднение данных.

Для измерения поверхностной температуры тела человека использовали портативный компьютерный термограф ИРТИС-2000 (ООО «Иртис», Москва, Россия) с чувствительностью 0,1°C, регистрировавший тепловое электромагнитное излучение в диапазоне 3–5 мкм.

Измерения концентрации глюкозы в крови проводили глюкометром «Contour TS» (Bayer, Германия), который регистрирует уровень глюкозы в диапазоне 0,6–33,3 ммоль/л. Погрешность измерения не превышала 3%.

Для описания изменения температуры T в организме человека использовали уравнение теплопроводности с учетом кровотока [20]. В одномерном пространстве уравнение записывается в виде:

with partial lack of skull bones in the intensive care unit of the N. N. Burdenko Research Institute of Neurosurgery [15]. Acoustic thermometric monitoring of heating results was performed during the laser hyperthermia of the thyroid gland in the Central Clinical Hospital of the Russian Academy of Sciences [16].

We can name two works that analyze measurements of the liver temperature conducted without the MR-thermometry. In [17], the skin temperature in the liver area after administration of glucose using IR thermometry was measured. At the same time, no significant changes in the temperature of the body surface associated with heat diffusion were recorded. This result stresses the importance of measuring the core body temperature. In [18], subjects took glucose; radiotermography was used for measurements, and sensors were placed on the body surface. Some increase in temperature was registered.

Materials and Methods

Thermal acoustic radiation was measured by a multi-channel acoustic thermograph [19] developed at the Institute of Applied Physics under the Russian Academy of Sciences, Nizhny Novgorod (bandwidth: 1.6–2.5 MHz, threshold sensitivity at integration time of 10 s: 0.3°C, sensor diameter: 8 mm). Sonographic gel was applied onto the skin for acoustic coupling between the body and the sensor. The acoustic signals received by the sensors were converted into electrical signals, amplified, passed through a quadratic detector and averaged over 30 ms. Signals were transferred from the output of the acoustic thermograph to 14-bit multichannel ADC E14-140 (JSC «L-Card», Moscow, Russia) at a sampling rate of 1 kHz per channel and entered the computer. A specifically developed software conducted further calculations of the data.

A portable computer thermograph IRTIS-2000 (Irtis LLC, Moscow, Russia) with a sensitivity of 0.1°C was used to measure the superficial body temperature, which recorded thermal electromagnetic radiation within the range of 3–5 μm.

Measurements of blood glucose concentration were carried out with «Contour TS» glucose meter (Bayer, Germany), which recorded glucose levels within the range of 0.6–33.3 mmol/l. The measurement error did not exceed 3%.

A heat conduction equation with adjustment to the blood flow was used to describe the changes in the body temperature T [20]. In the one-dimensional case, the equation is written as follows:

$$\frac{\partial T}{\partial t} = a^2 \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \eta(T - T_{depth}) + Q, \quad (1)$$

where t — time, x — a coordinate directed deep into the body, a^2 — coefficient of thermal conductivity, η — coefficient determining the specific blood flow, $T_{depth}=37^\circ\text{C}$ — temperature of blood flowing from the thermal core of the body, Q — source of heat depending on changes in the metabolism level [20].

The boundary conditions were determined by the superficial body temperature $T(t, x=0) = T_{surf}$, and the core temperature $T(t, x=\infty) = T_{depth}$. The use of infinity as a boundary condition is due to the fact that the thermal acoustic radiation coming from the deep areas of the body fades almost completely.

The baseline temperature distribution was determined by the equation

$$\frac{\partial T}{\partial t} = a^2 \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \eta(T - T_{depth}) + Q, \quad (1)$$

где t – время, x – координата, направленная вглубь организма, a^2 – коэффициент температуропроводности, η – коэффициент, определяющий удельный кровоток, $T_{depth}=37^\circ\text{C}$ – температура крови, притекающей из теплового ядра организма, Q – источник тепла, зависящий от изменения уровня метаболизма [20].

Границные условия определяли температурой поверхности тела $T(t, x=0) = T_{surf}$, и глубинной температурой $T(t, x=\infty) = T_{depth}$. Использование бесконечности в качестве граничного условия связано с тем, что тепловое акустическое излучение, идущее из глубинных областей организма, практически полностью затухает.

Начальное распределение температуры определяли выражением

$$T(t=0, x) = T_{surf0} \exp(-x/d) + T_{depth} [1 - \exp(-x/d)], \quad (2)$$

где T_{surf0} – температура поверхности до нанесения на нее геля, $d=a/\sqrt{\eta}$ – характерный пространственный параметр температурного распределения. Это распределение является решением уравнения (1) в стационарном случае без дополнительных источников тепла $Q=0$. Решение уравнения (1) при заданных начальных и граничных условиях проводили численно.

В акустотермии измеряемой величиной является акустоакустическая температура. Это интегральная характеристика, равная температуре акустического черного тела, создающего такую же плотность потока теплового акустического излучения, как и исследуемый объект. Акустоакустическая температура определяется выражением [21]:

$$T_A(t) = \int_0^\infty \gamma T(t, x) \exp(-\gamma x) dx, \quad (3)$$

где γ – коэффициент поглощения ультразвука (по интенсивности). В данной модели предполагается, что исследуемая среда (мягкие ткани организма) акустически однородна, и коэффициент поглощения не зависит от температуры. Решение уравнения (3) получали численно.

Статистическую обработку экспериментальных данных проводили в программе Excel, использовали пакет «Анализ данных».

Результаты и обсуждение

В эксперименте ставили задачу измерить изменение температуры печени испытуемого за счет приема 200 мл сахарного сиропа (концентрация сахара составляла 30 г на 100 мл воды). Испытуемый находился в лежачем положении. Предварительное УЗИ показало, что печень у испытуемого расположена на глубине от 3 см. Датчик устанавливали у нижнего правого ребра и за счет сдавливания брюшины направляли под ребро в сторону нижней доли печени. Наряду с изменениями акустоакустической температуры проводили замеры концентрации глюкозы в крови. На рис. 1 представлены результаты экспериментов, когда испытуемый принимал и не принимал сахар. Если испытуемый не принимал сахар, то измеряемая акустоакустическая температура снижалась со скоростью приблизительно $1,5^\circ\text{C}/\text{час}$, что было связано с охлаждением при-

$$T(t=0, x) = T_{surf0} \exp(-x/d) + T_{depth} [1 - \exp(-x/d)], \quad (2)$$

where T_{surf0} – the superficial temperature before the gel application, and $d=a/\sqrt{\eta}$ – a characteristic spatial parameter of the temperature distribution. This distribution is the solution of equation (1) in the stationary case without additional heat sources $Q=0$. The solution of equation (1) under given initial and boundary conditions was numerically performed.

The acoustobrightness temperature is the parameter to be measured by the acoustic thermometry. This is an integral characteristic equal to the temperature of the acoustic black body, which creates the same density of the thermal acoustic radiation flow as the object under test. The acoustobrightness temperature is determined using the following equation [21]:

$$T_A(t) = \int_0^\infty \gamma T(t, x) \exp(-\gamma x) dx, \quad (3)$$

where γ – ultrasound absorption coefficient (by intensity). In this model, it is assumed that the medium under study (soft tissues of the body) is acoustically homogeneous, and the absorption coefficient does not depend on temperature. The solution of equation (3) was obtained numerically.

Statistical processing of experimental data was carried out in the Excel software, using the «Data Analysis» package.

Results and Discussion

In the experiment, the task was to measure changes in liver temperature due to intake of 200 ml of a sugar syrup (sugar concentration was 30 g per 100 ml of water). The subject was in a recumbent position. Preliminary sonography showed that subject's liver is located at a depth of 3 cm. The sensor was placed at the lower right rib and was directed under the ribs to the lower lobe of the liver by compression of the peritoneum. Measurement of the blood glucose level were carried out along with measurements of changes in the acoustobrightness temperature. Fig. 1 presents the results of experiments when the subject took and did not take sugar. If the subject did not take sugar, the measured acoustobrightness temperature was reduced at a rate of approximately $1.5^\circ\text{C}/\text{hour}$, which was due to the cooling of the near-surface tissues due to application of the sonographic gel onto the skin. The temperature of the gel applied onto the body surface measured throughout the experiment by the IR thermograph was $26.5 \pm 0.1^\circ\text{C}$. The decrease in the acoustobrightness temperature with a stable body surface temperature shows that the acoustobrightness temperature is the integral body temperature, to which both the near-surface and deep areas contribute (in accordance with equation (3)).

If the subject took the syrup, the measured acoustobrightness temperature also decreased for about one and a half hours after sugar intake. Then, from the 85th to 115th minutes, the acoustobrightness temperature increased by $2.0 \pm 0.3^\circ\text{C}$. The difference between temperatures from the 85th to 115th minutes in the cases when the sugar has been and has not been taken is statistically significant (significance level <0.01).

The glucose level was 4.1–4.4 mmol/l before sugar intake. The blood glucose level did not change

поверхностных тканей за счет нанесения на кожу геля для УЗИ. Измеряемая в течение всего эксперимента ИК термографом температура геля, нанесенного на поверхность тела, составляла $26,5 \pm 0,1^\circ\text{C}$. Снижение акустояркостной температуры в то время, как температура поверхности тела оставалась неизменной, показывает, что (в согласии с выражением (3)) акустояркостная температура является интегральной температурой тела, в которую вносят вклад и приповерхностные, и глубинные участки.

Если испытуемый пил сироп, то измеряемая акустояркостная температура снижалась точно так же в течение приблизительно полутора часов после приема сахара. После чего с 85-й по 115-ю минуты акустояркостная температура увеличилась на $2,0 \pm 0,3^\circ\text{C}$. Отличие акустояркостных температур с 85-й по 115-ю минуты в случаях, когда сахар принимали и не принимали, является статистически значимым (уровень значимости $<0,01$).

До приема сахара концентрация глюкозы составляла $4,1\text{--}4,4 \text{ ммоль}/\text{l}$. В течение приблизительно получаса содержание глюкозы в крови не менялось и оставалось на уровне $4,3\text{--}4,4 \text{ ммоль}/\text{l}$. После приема сахара, за время около 80 мин., содержание глюкозы выросло до $8,2 \text{ ммоль}/\text{l}$ и начало снижаться. Увеличение акустояркостной температуры произошло с задержкой в 20–30 мин по сравнению с увеличением содержания глюкозы в крови. Это может быть связано с увеличением температуры печени при усвоении глюкозы. По величине задержки между временем, когда содержание глюкозы в крови достигло максимума, и временем, когда акустояркостная температура печени стала максимальной, можно косвенно судить об уровне метаболизма испытуемого.

Экспериментально полученные временные изменения акустояркостной температуры аппроксимировали теоретическими кривыми. Акустояркостную температуру рассчитывали исходя из интегрального выражения (3) при коэффициенте поглощения ультразвука $\gamma=0,025 \text{ 1/mm}$ [21]. Временную зависимость температуры $T(t, x)$ рассчитывали из уравнения (1) при значениях параметров $\alpha^2=0,12 \text{ mm}^2/\text{s}$ [19], $\eta=10^{-4} \text{ 1/c}$ [4, 20], что несколько ниже удельного кровотока в скелетных мышцах, и $Q=0$. Границные условия определяли следующим образом: $T(t, 0)=26,5^\circ\text{C}$ (температура геля на поверхности тела) и $T(t, \infty)=37^\circ\text{C}$. Начальное распределение температуры определяли выражением (2) при уже использованных значениях параметров α^2 и η и при $T_{surf0}=34^\circ\text{C}$ (температура поверхности до нанесения на нее геля). Теоретическая времененная зависимость акустояркостной температуры в случае, когда пациент не принимал сахар, показана на рис. 2. Если пациент принимал сахар, то кровоток η и дополнительный источник тепла Q задавали следующими выражениями:

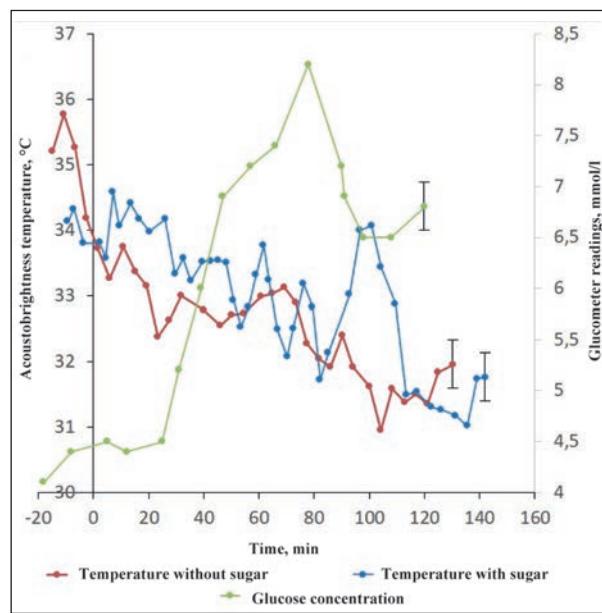


Рис. 1. Экспериментальные данные: временные зависимости концентрации глюкозы и акустояркостной температуры (время усреднения 30 с) в случае приема и неприема сахара.
Fig. 1. Experimental data: time dependence of glucose concentration and acoustobrightness temperature (averaging time 30 s) with and without intake of sugar.

Note. Sugar intake is carried out at zero point in time. In order not to overload the image, measurement errors are shown at the end of each curve.

Примечание. Прием сахара осуществлен в нулевой момент времени. Чтобы не загромождать рисунок, погрешности измерений показаны в конце каждой кривой. Для рис. 1, 2: Acoustobrightness — акустояркостная; time, min — время, мин. glucometer readings, mmol/l — показатели глюкометра, ммоль/л; temperature without/with sugar — температура без/с сахаром; glucose concentration — концентрация глюкозы.

and remained at 4.3 to 4.4 mmol/l for about half an hour. Glucose levels increased to 8.2 mmol/l after sugar intake for about 80 minutes and began to decline. The increase in the acoustobrightness temperature occurred with a 20–30 min delay in comparison with the increase of the blood glucose level. This may be due to an increase in liver temperature during glucose uptake. Indirect conclusions on the level of patient's metabolism can be drawn based on the delay between the time when the blood glucose reached its maximum and the time when the acoustobrightness temperature of the liver reached its maximum.

Temporal changes in the acoustobrightness temperature obtained in the experiment were approximated by theoretical curves. Acoustobrightness temperature is calculated based on the integral expression (3) with the ultrasound absorption coefficient $\gamma=0,025 \text{ 1/mm}$ [21]. The time dependence of temperature $T(t, x)$ was calculated using equation (1) with $\alpha^2=0,12 \text{ mm}^2/\text{s}$ [19], $\eta=10^{-4} \text{ 1/s}$ [4, 20], which is slightly lower than the specific blood flow in skeletal muscles, and $Q=0$. The boundary conditions were determined as follows: $T(t, 0)=26,5^\circ\text{C}$ (gel temperature on the body

$$\eta = \begin{cases} 10^{-4} \text{ 1/c}, & Q = \begin{cases} 0 \text{ K/c}, & t < 85 \text{ мин или } t > 100 \text{ мин}, \\ 1,5 \times 10^{-3} \text{ K/c}, & 85 \text{ мин} \leq t \leq 100 \text{ мин} \end{cases} \end{cases}, \quad (4)$$

где временные параметры 85 и 100 мин выбирали исходя из экспериментальных данных. Значение удельного кровотока увеличилось в пять раз. Приведем для сравнения оценки, полученные в работе [14]: при работе бицепса кровоток вырастал в 10 раз, и в работе [22]: при работе мышц предплечья кровоток увеличивался в 7,5 раз. В работе [14] также оценено увеличение теплопродукции при работе мышц предплечья $Q=4,3 \times 10^{-4}$ К/с. Эти величины близки к представленным в выражении (4). Сравнение измеренных и теоретических зависимостей показывает, что используемая в работе модель в целом описывает экспериментальные данные (рис. 2).

На рис. 3 представили восстановленные профили температуры в процессе измерений. Первоначальный профиль определяется поверхностной температурой 34°C, глубинной температурой 37°C и характерным параметром $d=34$ мм. Согласно модельным представлениям, нами было принято, что начальная температура печени составляет 37°C. Нанесение на поверхность тела геля снизило поверхностную температуру до 26,5°C, но не изменило глубинную температуру. Согласно модели,

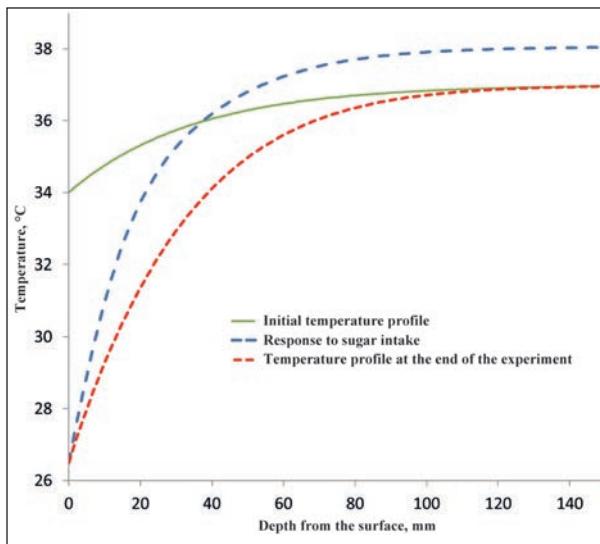


Рис. 3. Рассчитанные профили температуры в разные моменты времени: начальный – до нанесения геля на кожу, реакция на прием сахара, в конце эксперимента.

Fig. 3. Calculated temperature profiles at different time points: initial – before application of the gel onto the skin, reaction to sugar intake, at the end of the experiment.

Note. Application of the gel onto the skin reduced the surface temperature to 26,5°C, but did not change the core temperature.

Примечание. Нанесение на кожу геля снизило поверхностную температуру до 26,5°C, но не изменило глубинную температуру. Depth from the surface, mm – глубина от поверхности, мм; initial temperature profile – начальный профиль температуры; response to sugar intake – реакция на прием сахара; temperature profile at the end of the experiment – профиль температуры в конце эксперимента.

surface) and $T(t, \infty)=37^\circ\text{C}$. The Initial temperature distribution was determined using formula (2) for the already used values of parameters α^2 and η and with $T_{surf0}=34^\circ\text{C}$ (surface temperature before gel application). The theoretical time dependence of the acoustobrightness temperature without sugar administration is demonstrated in fig. 2. If the patient took sugar, then blood flow η and an additional source of heat Q were determined by the following expressions:

$$\eta = \begin{cases} 10^{-4} \text{ 1/s}, & Q = \begin{cases} 0 \text{ K/s}, & t < 85 \text{ min or } t > 100 \text{ min} \\ 1,5 \times 10^{-3} \text{ K/s}, & 85 \text{ min} \leq t \leq 100 \text{ min} \end{cases} \end{cases}, \quad (4)$$

where time parameters 85 and 100 min were chosen based on experimental data. The value of specific blood flow increased by five-fold. We present data obtained in [14] for comparison: when the bicep was working, the blood flow increased by 10-fold; and in [22]: when the muscles of the forearm were working, the blood flow increased by 7.5-fold. In [14], the increase in heat production during the work of forearm muscles was also estimated $Q=4,3 \times 10^{-4}$ K/s. These values are close to those presented in formula (4). Comparison of the measured and theoretical dependences shows that the model used in the study as a whole describes the experimental data (fig. 2).

Fig. 3 presents restored temperature profiles during measurements. The initial profile is determined by a superficial temperature of 34°C, a core temperature of 37°C and a characteristic parameter $d=34$ mm. According to model concepts, we have assumed that the initial temperature of the liver was 37°C. Application

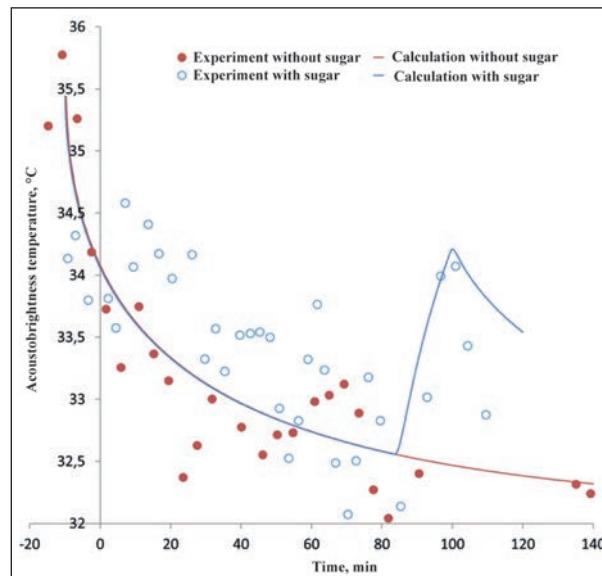


Рис. 2. Экспериментальные и расчетные временные зависимости акустояркостной температуры в случае неприема и приема сахара.

Fig. 2. Experimental and estimated time dependences of the acoustobrightness temperature in cases when sugar was or was not taken.

Примечание. Experiment – эксперимент; without/with sugar – без/с сахаром; calculation – расчет.

после нанесения геля зона, где температура равна 37°C, сдвигается вглубь организма. Температурное распределение стремится к стационарному и достигает его приблизительно через 2 часа после нанесения геля на кожу. Ситуация меняется при приеме сахара — из-за появления дополнительных источников тепла глубинная температура (температура печени) согласно используемой в работе модели повышается на 1°C до 38°C.

Заключение

В работе экспериментально показали, что пассивную акустическую термометрию можно использовать для измерения глубинной температуры участков тела человека. Измерили меняющуюся во времени температуру печени. При этом изменения температуры печени были вызваны приемом испытуемым сахара. По времени задержки между максимумом содержания глюкозы в крови и максимумом измеренной температуры можно косвенно судить об уровне метаболизма испытуемого.

Благодарности. Работа поддержана «Проектом повышения конкурентоспособности ведущих российских университетов среди ведущих мировых научно-образовательных центров» (5-100), частично в рамках Госзадания Института прикладной физики РАН № 0035-2014-0008, а также поддержана РФФИ, грант № 18-29-02052 мк.

Благодарим проф. А. М. Черныш за плодотворное обсуждение работы.

Литература

1. *Марини Дж., Уиллер А.* Медицина критических состояний. М.: Медицина; 2002: 992. ISBN 5-225-00628-0
2. *Усенко Л.В., Царев А.В.* Искусственная гипотермия в современной реаниматологии. *Общая реаниматология*. 2009; 5 (1): 21-23. DOI: 10.15360/1813-9779-2009-1-21
3. *Шифман Е.М., Гуменюк Е.Г., Шакурова Е.Ю.* Эпидуральная анальгезия и лихорадка в родах. *Общая реаниматология*. 2008; 4 (5): 55-59. DOI: 10.15360/1813-9779-2008-5-55
4. *Ульмер Г., Брук К., Вальден Ф., Гарт О., Тейв Г.* Физиология человека. т. 4. М.: Мир; 1986: 27-28.
5. *Rieke V., Butts Pauly K.* MR thermometry. *J. Magn. Reson. Imaging*. 2008; 27 (2): 376-390. DOI: 10.1002/jmri.21265. PMID: 18219673
6. *Winter L., Oberacker E., Paul K., Ji Y., Oezerdem C., Ghadjar P., Thieme A., Budach V., Wust P., Niendorf T.* Magnetic resonance thermometry: methodology, pitfalls and practical solutions. *Int. J. Hyperthermia*. 2016; 32 (1): 63-75. DOI: 10.3109/02656736.2015.1108462. PMID: 26708630
7. *Passechnik V.I., Anosov A.A., Bograchev K.M.* Fundamentals and prospects of passive thermoacoustic tomography. *Crit. Rev. Biomed. Eng.* 2000; 28 (3-4): 603-640. DOI: 10.1615/CritRevBiomedEng.v28.i34.410. PMID: 11108236
8. *Буров В.А., Дариалашвили П.И., Евтухов С.Н., Румянцева О.Д.* Экспериментальное моделирование процессов активно-пассивной термоакустической томографии. *Акуст. журнал*. 2004; 50 (3): 298-310. DOI: 10.1134/1.1739492
9. *Миргородский В.И., Герасимов В.В., Пешин С.В.* Экспериментальные исследования особенностей пассивной корреляционной томографии источников некогерентного акустического излучения мегагерцового диапазона. *Акуст. журнал*. 2006; 52 (5): 702-709. DOI: 10.1134/S1063771006050150
10. *Krotov E.V., Zhadobov M.V., Reiman A.M., Volkov G.P., Zharov V.P.* Detection of thermal acoustic radiation from laser-heated deep tissue. *Appl. Phys. Lett.* 2002; 81 (21): 3918-3920. DOI: 10.1063/1.1521245
11. *Кротов Е.В., Рейман А.М., Субочев П.В.* Синтез акустической линзы Френеля для акустоакустической термометрии. *Акуст. журнал*. 2007; 53 (6): 779-785. DOI: 10.1134/S1063771007060061
12. *Миргородский В.И., Герасимов В.В., Пешин С.В.* Корреляция акустических сигналов при суммарных задержках. *Акуст. журнал*. 2008; 54 (6): 998-1002. DOI: 10.1134/S1063771008060171

of the gel onto the surface of the body reduced the superficial temperature to 26.5°C, but did not change the core temperature. According to the model, after application of the gel, the area where the temperature is 37°C moves deep into the body. The temperature distribution tends to be stationary and reaches it approximately 2 hours after application of the gel onto the skin. The situation changes when a patient takes sugar: the core temperature (liver temperature) increases by 1°C to 38°C due to the additional heat source, according to the model used in the study.

Conclusion

The study demonstrated that passive acoustic thermometry can be used to measure the core temperature of various human body regions. We measured the liver temperature changing with time. At that, changes in liver temperature were caused by sugar intake by a study subject. Indirect conclusion on the patient's metabolism level may be drawn based on the delay between the peak glucose level and the peak temperature.

Acknowledgements. The study was supported by the «Project for enhancing of competitiveness of leading Russian universities among leading research and educational centers» (5-100), partly within the framework of State assignment No. 0035-2014-0008 to the Institute of Applied Physics; it was also supported by the Russian Foundation for Basic Research, grant No. 18-29-02052 MK.

We would like to thank Prof. Alexander M. Chernysh for a fruitful discussion of the study.

References

1. *Marini J., Willer A.* Critical Medicine. Moscow: Meditsina Publishers; 2002: 992. ISBN 5-225-00628-0. [In Russ.]
2. *Userko L.V., Tsarev A.V.* Artificial hypothermia in modern reanimation. *Obshchaya Reanimatologiya = General Reanimatology*. 2009; 5 (1): 21-23. DOI: 10.15360/1813-9779-2009-1-21. [In Russ., In Engl.]
3. *Shifman Y.M., Guumenyuk Y.G., Shakurova Y.Y.* Epidural analgesia and fever at labor. *Obshchaya Reanimatologiya = General Reanimatology*. 2008; 4 (5): 55-59. DOI: 10.15360/1813-9779-2008-5-55. [In Russ., In Engl.]
4. *Ulmer G., Bruck K., Walden F., Garth O., Teve G.* Human physiology. v. 4. Moscow: Mir; 1986: 27-28. [In Russ.]
5. *Rieke V., Butts Pauly K.* MR thermometry. *J. Magn. Reson. Imaging*. 2008; 27 (2): 376-390. DOI: 10.1002/jmri.21265. PMID: 18219673
6. *Winter L., Oberacker E., Paul K., Ji Y., Oezerdem C., Ghadjar P., Thieme A., Budach V., Wust P., Niendorf T.* Magnetic resonance thermometry: methodology, pitfalls and practical solutions. *Int. J. Hyperthermia*. 2016; 32 (1): 63-75. DOI: 10.3109/02656736.2015.1108462. PMID: 26708630
7. *Passechnik V.I., Anosov A.A., Bograchev K.M.* Fundamentals and prospects of passive thermoacoustic tomography. *Crit. Rev. Biomed. Eng.* 2000; 28 (3-4): 603-640. DOI: 10.1615/CritRevBiomedEng.v28.i34.410. PMID: 11108236
8. *Buров В.А., Дариалашвили П.И., Евтухов С.Н., Румянцева О.Д.* Experimental modeling of the processes of active-passive thermoacoustic tomography. *Acoustical Physics*. 2004; 50 (3): 243-254. DOI: 10.1134/1.1739492. [In Russ.]
9. *Mirgorodsky V.I., Gerasimov V.V., Peshin S.V.* Experimental studies of passive correlation tomography of incoherent acoustic sources in the megahertz frequency band. *Acoustical Physics*. 2006; 52 (5): 606-612. DOI: 10.1134/S1063771006050150. [In Russ.]
10. *Krotov E.V., Zhadobov M.V., Reiman A.M., Volkov G.P., Zharov V.P.* Detection of thermal acoustic radiation from laser-heated deep tissue. *Appl. Phys. Lett.* 2002; 81 (21): 3918-3920. DOI: 10.1063/1.1521245
11. *Krotov E.V., Reiman A.M., Subochev P.V.* Synthesis of a fresnel acoustic lens for acoustic brightness thermometry. *Acoustical Physics*. 2007; 53 (6): 668-693. DOI: 10.1134/S1063771007060061. [In Russ.]
12. *Mirgorodsky V.I., Gerasimov V.V., Peshin S.V.* Correlation of acoustic signals at summary delays. *Acoustical Physics*. 2008; 54 (6): 869-873. DOI: 10.1134/S1063771008060171. [In Russ.]

13. Герасимов В.В., Гуляев Ю.В., Миргородский В.И., Пешин С.В., Сабликов В.А. Диагностика систем терморегуляции человека с помощью акустотермометра (на примере исследования икроножной мышцы). *Радиотехника и электроника*. 1993; 38 (10): 1904-1911.
14. Аносов А.А., Беляев Р.В., Вилков В.А., Казанский А.С., Курятникова Н.А., Мансфельд А.Д. Акустотермометрические данные о кровотоке и теплопродукции в предплечье при физической нагрузке. *Акуст. журнал*. 2013; 59 (4): 539-544. DOI: 10.1134/S1063771013040027
15. Аносов А.А., Балашов И.С., Беляев Р.В., Вилков В.А., Гарсков Р.В., Казанский А.С., Мансфельд А.Д., Щербаков М.И. Акустическая термометрия головного мозга пациентов с черепно-мозговой травмой. *Биофизика*. 2014; 59 (3): 545-551. DOI: 10.1134/S0006350914030026. PMID: 25715599
16. Аносов А.А., Сергеева Т.В., Алексин А.И., Беляев Р.В., Вилков В.А., Иванникова О.Н., Казанский А.С., Кузнецова О.С., Лесс Ю.А., Мансфельд А.Д., Санин А.Г., Шаракашан А.С., Лукоекин А.В. Акустотермометрическое сопровождение лазериндуцированной интерстициальной гипертермии молочной и щитовидной желез. *Биомед. радиоэлектроника*. 2008; 5: 67-72.
17. Federspil G., La Grassa E., Giordano F., Macor C., Presacco D., Di Maggio C. Study of diet-induced thermogenesis using telethermography in normal and obese subjects. *Recenti. Prog. Med.* 1989; 80 (9): 455-459. PMID: 2595075
18. Козлов В.И., Дементиенко В.В., Буйлин В.А., Чижков Г.К., Красюк Н.Я., Терман О.А. Динамическая радиотермография печени человека. *Бiol. экспер. бiol. и медицины*. 1989; 108 (10): 443-445. PMID: 2597758
19. Захарченко И.И., Пасечник В.И. Кинетика тепловых процессов в мышце человека. *Биофизика*. 1991; 36 (4): 655-659. PMID: 1793751
20. Duck F.A. Physical properties of tissue. London: Academic Press; 1990: 95.
21. Passechnik V.I. Verification of the physical basis of acoustothermography. *Ultrasonics*. 1994; 32 (4): 293-299. DOI: 10.1016/0041-624X(94)90009-4
22. Pennes H.H. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm. *J. Appl. Physiol.* 1948; 1 (2): 93-122. DOI: 10.1152/jappl.1948.1.2.93. PMID: 18887578
13. Герасимов В.В., Гуляев Ю.В., Миргородский В.И., Пешин С.В., Сабликов В.А. Diagnostics of human thermoregulation systems using an acousto-thermometer (using the example of a study of the gastrocnemius muscle). *Radiotekhnika i Elektronika*. 1993; 38 (10): 1904-1911. [In Russ.]
14. Anosov A.A., Belyaev R.V., Vil'kov V.A., Kazansky A.S., Kuryatnikova N.A., Mansfeld A.D. Acoustic thermometric data on blood flow and thermal output in forearm under physical pressure. *Acoustical Physics*. 2013; 59 (4): 482-487. DOI: 10.1134/S1063771013040027. [In Russ.]
15. Anosov A.A., Balashov I.S., Belyaev R.V., Vil'kov V.A., Garskov R.V., Kazansky A.S., Mansfeld A.D., Shcherbakov M.I. Acoustic thermometry of the patient brain with traumatic brain injury. *Biofizika*. 2014; 59 (3): 545-551. DOI: 10.1134/S0006350914030026. PMID: 25715599. [In Russ.]
16. Anosov A.A., Sergeyeva T.V., Alekhin A.I., Belyaev R.V., Vil'kov V.A., Ivan'nikova O.N., Kazansky A.S., Kuznetsova O.S., Less Yu.A., Mansfeld A.D., Sanin A.G., Shcharakshane A.S., Lukovkin A.V. Acoustothermometrical control of mammary and thyroid glands laser hyperthermia. *Biomeditsinskaya Radioelektronika*. 2008; 5: 67-72. [In Russ.]
17. Federspil G., La Grassa E., Giordano F., Macor C., Presacco D., Di Maggio C. Study of diet-induced thermogenesis using telethermography in normal and obese subjects. *Recenti. Prog. Med.* 1989; 80 (9): 455-459. PMID: 2595075
18. Kozlov V.I., Dementienko V.V., Builin V.A., Chizhov G.K., Krasiuk N.Ia., Terman O.A. Dynamic radiothermography of the human liver. *Byulleten Eksperimentalnoi Biologii i Meditsiny*. 1989; 108 (10): 443-445. PMID: 2597758. [In Russ.]
19. Zakharchenko I.I., Passechnik V.I. Kinetics of heat processes in human muscle. *Biofizika*. 1991; 36 (4): 655-659. PMID: 1793751. [In Russ.]
20. Duck F.A. Physical properties of tissue. London: Academic Press; 1990: 95.
21. Passechnik V.I. Verification of the physical basis of acoustothermography. *Ultrasonics*. 1994; 32 (4): 293-299. DOI: 10.1016/0041-624X(94)90009-4
22. Pennes H.H. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm. *J. Appl. Physiol.* 1948; 1 (2): 93-122. DOI: 10.1152/jappl.1948.1.2.93. PMID: 18887578

Received 28.09.18

Поступила 28.09.18

МЕЖДУНАРОДНЫЙ КАЛЕНДАРЬ КОНФЕРЕНЦИЙ АНЕСТЕЗИОЛОГОВ-РЕАНИМАТОЛОГОВ 2019

4–6 сентября

EACTA Annual Congress 2019

Гент, Бельгия • www.eacta.org

4–6 октября

III съезд анестезиологов-реаниматологов северо-запада с участием медицинских сестер анестезиологов

и IX Балтийский форум «Актуальные проблемы анестезиологии и реаниматологии»

Санкт-Петербург, Россия • www.anesth.ru

ноябрь

XI Euro Neuro

www.euronuro2019.org