

УДК 615.47:621.37/39

## ИЗМЕРЕНИЕ ГЛУБИННОГО ТЕМПЕРАТУРНОГО ПРОФИЛЯ БИООБЪЕКТОВ ПО ИХ СОБСТВЕННОМУ ТЕПЛОВОМУ РАДИОИЗЛУЧЕНИЮ

*В. С. Троицкий, Е. А. Аранжереев, А. В. Густов,  
А. И. Оладышкина, Л. К. Сизьмина, Р. В. Троицкий,  
В. Н. Цейтлина*

Предлагается модельный способ восстановления глубинного температурного профиля тел по измерениям яркостной температуры на нескольких длинах волн СВЧ диапазона. Дается теоретическое обоснование метода и экспериментальная проверка на двухслойной жидкостной модели и живых объектах. Разработан и проверен способ восстановления температурного профиля головного мозга человека по измерениям поверхностной температуры и яркостной на длине волны 32 см.

Определение глубинной температуры тела человека безопасным неинвазивным способом является важной задачей для диагностических и медико-биологических исследований. В течение ряда лет в СССР и за рубежом проводится изучение возможности использования собственного теплового излучения тела человека в СВЧ диапазоне для решения указанной проблемы [1, 2]. В настоящее время разработана аппаратура и методика измерения интегральной температуры слоя тканей [3]. Метод основан на приеме радиометром собственного теплового радиоизлучения тела на волнах СВЧ диапазона. Измерение радиоизлучения какого-либо участка тела осуществляется при контакте антенны радиотермометра с кожей тела. В данной работе изложен метод восстановления профиля температуры в глубину биообъекта по измерениям на различных длинах волн.

### 1. ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ МНОГОЧАСТОТНОГО МЕТОДА ИЗМЕРЕНИЯ ПРОФИЛЯ ТЕМПЕРАТУРЫ БИООБЪЕКТА В ГЛУБИНУ

Измеряемая радиометром яркостная температура ( $T_{\text{я}}$ ) зависит от длины волны  $\lambda$ , на которой производится прием, и определяется температурой и электромагнитными свойствами биообъекта. Для однородной среды или для среды с достаточно плавным изменением параметров, что позволяет пренебречь внутренними отражениями, эта температура описывается выражением

$$T_{\text{я}} = (1 - \Gamma_0^2) T_{\lambda}, \quad (1)$$

$$T_{\lambda} = \int_0^{\infty} T(x) \kappa_{\lambda}(x) \exp \left[ - \int_0^x \kappa_{\lambda}(x') dx' \right] dx,$$

где  $T(x)$  — функция распределения температуры в глубину биообъекта, координата  $x$  направлена от поверхности в глубину тела,  $\kappa_{\lambda}(x)$  — коэффициент поглощения электромагнитной волны длиной  $\lambda$ , являющийся плавной функцией координаты  $x$ ,  $\Gamma_0^2$  — коэффициент отражения по мощности на границе антенна — биообъект.

Поскольку в радиодиапазоне справедлив закон Рэлея—Джинса и спектральная плотность мощности излучения черного тела пропорцио-

нальна его абсолютной температуре, будем говорить об интенсивности и напряженности электромагнитного теплового поля в терминах эквивалентных яркостных температур.

С целью уменьшения влияния коэффициента отражения  $\Gamma_0^2$  на яркостную температуру в антенну подается добавочный сигнал-подшумливание интенсивности  $T_{\Pi}$  [3, 4], тогда яркостная температура будет

$$T_{\text{я}} = \Gamma_0^2 T_{\Pi} + (1 - \Gamma_0^2) T_{\lambda}. \quad (2)$$

Температура подшумливания подбирается равной температуре измеряемого объекта, при этом, как показано в [5], яркостная температура  $T_{\text{я}}$  не зависит от коэффициента отражения на границе антенна—объект и определяется физической температурой биообъекта.

Рассмотрим процесс измерения температуры двухслойной среды. Полагаем, что тело животных и человека состоит из двух плоских отличающихся по комплексной диэлектрической проницаемости слоев: первый — толщиной  $l$ , второй — полубесконечный. В этом случае сигнал, принимаемый радиометром, состоит из суммы излучений первого и второго слоя, а также подшумливающего сигнала, многократно переотраженных от границ антенна — тело и первый слой — второй слой. Интенсивности этих излучений с учетом интерференции определяются следующими выражениями.

Напряженность поля отраженного подшумливания

$$I_{\Pi} = T_{\Pi}^{1/2} \Gamma_0 \exp i(\omega t + \varphi) + (1 - \Gamma_0^2) T_{\Pi}^{1/2} \Gamma_1 \sum_{n=0}^{\infty} (\Gamma_1 \Gamma_0)^n \exp \{-\kappa_1 l(n+1) + i[\omega t - 2k_1 l(n+1) + \varphi_2(n+1) + \varphi_1^{-1} n]\}, \quad (3)$$

где  $\omega$  — рабочая частота радиометра,  $\kappa_1, k_1$  — коэффициент поглощения и действительная часть волнового числа первого слоя,  $\kappa_2, k_2$  — второго слоя,  $\varphi_1$  — скачок фазы волны при отражении от границы антенна — тело в сторону антенны,  $\varphi_1^{-1}$  — то же при отражении в глубину тела,  $\varphi_2$  — скачок фазы волны при отражении от границы первый слой — второй слой в направлении антенны,  $\Gamma_0^2$  — коэффициент отражения по мощности от границы антенна—тело,  $\Gamma_1^2$  — то же от границы между слоями.

Для сигнала с плоского участка ткани толщиной  $dx$ , расположенного в первом слое, при распространении к поверхности

$$I_{1dx} = (1 - \Gamma_0^2)^{1/2} \{T(x) \kappa_1 \exp(-\kappa_1 x) dx\}^{1/2} \times \sum_{n=0}^{\infty} (\Gamma_0 \Gamma_1)^n \exp \{\kappa_1 l n + i[\omega t - k_1 x - 2k_1 l n + (\varphi_1^{-1} + \varphi_2) n]\}. \quad (4)$$

Для сигнала с того же участка  $dx$  первого слоя, отраженного от границы первый слой — второй слой

$$I_{2dx} = (1 - \Gamma_0^2)^{1/2} \{T(x) \kappa_1 \exp[-(2l-x)\kappa_1] \Gamma_1^2 dx\}^{1/2} \times \sum_{n=0}^{\infty} (\Gamma_1 \Gamma_0)^n \exp \{-\kappa_1 l n + i[\omega t - k_1(2l-x) - 2k_1 l n + \varphi_2 + (\varphi_2 - \varphi_1^{-1}) n]\}. \quad (5)$$

Напряженность поля излучения с плоского участка  $dx$  второго слоя, отраженного от границ первый слой — второй слой и антенна — тело,

$$I_{3dx} = [(1 - \Gamma_1^2)(1 - \Gamma_0^2) T(x) \kappa_2 \exp(-\kappa_2 x - l\kappa_1 + l\kappa_2)]^{1/2} \times \sum_{n=0}^{\infty} (\Gamma_0 \Gamma_1)^n \exp \{i[\omega t - k_2(x-l) - k_1 l - 2k_1 l n + (\varphi_2 - \varphi_1^{-1}) n]\}. \quad (6)$$

Считая, что внутри участка  $dx$  первого слоя излучения, распространяющиеся в сторону второго слоя и поверхности тела, некоррелированы, получим выражение для полной мощности излучения элемента  $dx$  первого слоя

$$W_{1dx} = (I_{1dx} I_{1dx}^*) + (I_{2dx} I_{2dx}^*). \quad (7)$$

Наблюдаемая яркостная температура определяется суммой интенсивностей трех описанных выше излучений: подшумливания, первого и второго слоя:

$$T_{\text{я}} = (I_{\text{п}} I_{\text{п}}^*) + \int_0^l W_{1dx} dx + \int_0^{\infty} (I_{3dx} I_{3dx}^*) dx. \quad (8)$$

Произведя необходимые алгебраические преобразования, получим яркостную температуру в виде, аналогичном (2)

$$T_{\text{я}} = T_{\text{п}} \Gamma_{\text{эфф}}^2 + (1 - \Gamma_{\text{эфф}}^2) T_{\lambda}, \quad (9)$$

где

$$\Gamma_{\text{эфф}}^2 = 1 - \frac{(1 - \Gamma_0^2)(1 - \Gamma_1^2 e^{-2x_1 l})}{1 + (\Gamma_0 \Gamma_1 e^{-x_1 l})^2 - 2\Gamma_0 \Gamma_1 e^{-x_1 l} \cos \varphi} \quad (10)$$

и

$$T_{\lambda} = (1 - \Gamma_1^2 e^{-2x_1 l})^{-1} \left\{ \int_0^l T(x) x_1 [e^{-x_1 x} + \Gamma_1^2 e^{-(2l-x)x_1}] dx + \right. \\ \left. + (1 - \Gamma_1^2) e^{l(x_2 - x_1)} \int_l^{\infty} T(x) x_2 e^{-x_2 x} dx \right\}. \quad (11)$$

В аппаратуре, используемой для измерений, интенсивность подшумливания равна интенсивности излучения исследуемого объекта, при этом, как следует из (4),  $T_{\text{я}} = T_{\lambda}$  и описывается выражением (11), которое является обобщением результатов [7] для неравномерно нагретой среды.

Будем предполагать некоторое распределение температуры  $T(x)$ , определяемое рядом параметров, а затем, подставляя заданное  $T(x)$  в (11), вычислим яркостную температуру как функцию этих параметров. Измеряя яркостную температуру на разных частотах, получим систему уравнений, из которой определяются параметры модельного распределения  $T(x)$ .

Рассмотрим наиболее простой случай распределения температуры:

$$T(x) = \begin{cases} T_1, & x \leq l \\ T_2, & x > l \end{cases}. \quad (12)$$

Тогда яркостная температура будет

$$T_{\text{я}} = (1 - \Gamma_1^2 e^{-2x_1 l})^{-1} [T_1 (1 - e^{-x_1 l}) (1 + \Gamma_1^2 e^{-x_1 l}) + T_2 (1 - \Gamma_1^2) e^{-x_1 l}]. \quad (13)$$

Чтобы получить температуры каждого слоя  $T_1$  и  $T_2$ , достаточно провести измерение яркостной температуры на двух длинах волн.

Рассмотрим теперь более реальное распределение температуры в биообъекте

$$T(x) = T_0 + (1 - e^{-\alpha x}) \Delta T, \quad (14)$$

где  $T_0$  — поверхностная температура,  $\Delta T$  — разность между поверхностной и внутренней температурами,  $\alpha = 1/x_0$ , где  $x_0$  — характерная величина приповерхностного слоя, в пределах которого меняется температура.

Обозначим  $T_0 + \Delta T = T_{\text{вн}}$ . Подставляя в (11), получим для яркостной температуры

$$T_{\text{я}} = (1 - \Gamma_1^2 e^{-2x_1 l})^{-1} \left\{ T_{\text{вн}} (1 - \Gamma_1^2 e^{-2x_1 l}) + \right. \\ \left. + \Delta T \left[ e^{-(\alpha + x_1) l} \left( \frac{x_1}{\alpha + x_1} - \frac{x_2 (1 - \Gamma_1^2)}{\alpha + x_2} \right) - \frac{x_1}{\alpha + x_1} - \frac{\Gamma_1 x_1}{\alpha - x_1} \times \right. \right. \\ \left. \left. \times e^{-x_1 l} (e^{-\alpha l} - e^{-x_1 l}) \right] \right\}. \quad (15)$$

Зная поверхностную и яркостную температуры биообъекта, на основании (15) можно определить параметры его температурного профиля.

Из формулы (15) следуют выражения для предельных случаев, совпадающие с прямым расчетом. В случае однородной среды ( $\Gamma_1 = 0$ ) имеем

$$T_{\text{я}} = T_{\text{вн}} - \Delta T \kappa / \alpha + \kappa. \quad (16)$$

Если  $\Delta T = 0$  — температура, постоянная по глубине, то

$$T_{\text{я}} = T_{\text{вн}}. \quad (17)$$

В случае прозрачности первой среды ( $\kappa_1 = 0$ ) имеем

$$T_{\text{я}} = T_{\text{вн}} - \Delta T \kappa_2 e^{-\alpha l} / \alpha + \kappa_2. \quad (18)$$

## 2. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ПРОВЕРКА МЕТОДА МОДЕЛЬНОГО ВОССТАНОВЛЕНИЯ ПРОФИЛЯ ГЛУБИННОЙ ТЕМПЕРАТУРЫ БИООБЪЕКТОВ

*2.1. Экспериментальные исследования на моделях.* Эксперименты по определению температурного профиля модели проведены с использованием радиотермометров на длины волн 9 и 30 см. Модель состояла из двух слоев термостатированной жидкости (вода или физиологический раствор), разделенных тонкой полиэтиленовой пленкой, т. е. было создано распределение температуры, описываемое формулой (12). Второй слой можно рассматривать как полубесконечную среду.

Из (13) следует выражение для яркостной температуры такой модели:

$$T_{\text{я}} = T_1 + \Delta T (1 - \Gamma_1^2 e^{-2x_1 l})^{-1} (1 - \Gamma_1^2) e^{-x_1 l}, \quad (19)$$

где  $\Delta T = T_2 - T_1$  — разница температур слоев жидкости,  $l$  (см) — толщина первого слоя,  $\kappa_1$  (см<sup>-1</sup>) — коэффициент поглощения в первом слое жидкости,  $\Gamma_1^2$  — коэффициент отражения по мощности на границе первый слой — второй слой.

Первая серия экспериментов была проведена для однородной среды, когда оба слоя жидкости представляли собой либо дистиллированную воду, либо физиологический раствор. Как следует из (19), яркостная температура для однородной среды ( $\Gamma_1^2 = 0$ ) будет

$$T_{\text{я}} = T_1 + \Delta T e^{-x_1 l}, \quad (20)$$

Целью этих экспериментов было определение коэффициентов поглощения воды и физиологического раствора. Измерялась яркостная температура жидкостей на волнах 9 и 30 см. Температура каждого слоя контролировалась образцовым ртутным термометром. Снимались зависимости яркостной температуры от  $T_2$  при фиксированных  $l_1$  и  $T_1$  и зависимости яркостной температуры от  $l_1$  при фиксированных  $T_1$  и  $T_2$ . По экспериментальным кривым были вычислены коэффициенты погло-

щения для воды и физиологического раствора. Они имеют следующие значения: для дистиллированной воды  $\kappa=0,8\pm 0,1 \text{ см}^{-1}$  на  $\lambda=9 \text{ см}$  и  $\kappa=0,11\pm 0,01 \text{ см}^{-1}$  на  $\lambda=30 \text{ см}$ , для физиологического раствора соответственно  $\kappa=2,0\pm 0,2 \text{ см}^{-1}$  и  $\kappa=1,0\pm 0,1 \text{ см}^{-1}$ .

Вторая серия экспериментов проведена на этой же установке, когда первый слой жидкости толщиной 1 см представлял собой дистиллированную воду, второй слой — физиологический раствор. Такая модель имитирует слоистую структуру тканей тела человека жир — мышцы. Температуры слоев жидкостей  $T_1$  и  $T_2$  определялись по данным измерений яркостной температуры на длинах волн 9 и 30 см с использованием системы из двух уравнений типа (19). Для расчета взяты указанные выше коэффициенты поглощения и коэффициенты отражения по мощности на границе вода — физиологический раствор  $\Gamma^2=0,25$  для  $\lambda=9 \text{ см}$  и  $\Gamma^2=0,30$  для  $\lambda=30 \text{ см}$ . В обоих экспериментах температуры жидкостей контролировались образцовым ртутным термометром. Среднее расхождение между восстановленными и истинными температурами жидкостей составило  $0,15^\circ\text{C}$ .

Таким образом, измерения яркостной температуры на двух частотах позволяют восстановить температурный профиль двухслойной модели.

**2.2. Экспериментальные исследования на живых объектах.** С целью восстановления температурного профиля проведены измерения яркостной и поверхностной температур тела человека и животных, при этом также определялась температура в глубине тела электротермометром. В качестве модельного распределения использовался экспоненциальный закон (14). Известно, что характерная величина приповерхностного температурного переходного слоя составляет  $0,5\text{—}1 \text{ см}$  для человека, а для подопытных животных, в качестве которых брались кошки, —  $0,2\text{—}0,3 \text{ см}$ , эти данные использованы при восстановлении температурного профиля. Яркостная температура измерялась радиотермометром на длине волны 32 см. Восстановление температурного профиля производилось на основании формулы (15). Параметры, использованные в расчетах, приведены в табл. 1. Значения коэффициентов поглощения в пределах точности ( $\pm 15\text{—}20\%$ ) совпадают с приведенными в литературе данными [6].

Таблица 1

Параметры тканей тела человека и животных на длине волны 32 см, рекомендуемые для практического восстановления температурного профиля

Структура тканей	Костная — мозговая ткань (голова)	Жировая — мышечная ткань (кошки)
Коэффициент отражения по мощности на границе раздела, $\Gamma^2$	$0,30\pm 0,06$	$0,25\pm 0,05$
Коэффициент поглощения в первом слое $\kappa_1, \text{ см}^{-1}$	$0,15\pm 0,03$	$0,15\pm 0,03$
Коэффициент поглощения во втором слое $\kappa_2, \text{ см}^{-1}$	$0,6\pm 0,1$	$0,5\pm 0,1$
Толщина первого слоя ткани, см	$(0,8\text{—}1)\pm 0,05$	$(0,2\text{—}0,3)\pm 0,05$

На рис. 1 показаны восстановленные профили распределения температуры в полости живота животных, а также результаты прямых измерений с помощью электротермометра. Расчет произведен в предположении, что объектом измерения была среда жир — мышцы с соответствующими параметрами:

В целях проверки возможности восстановления температурного профиля в мозговой ткани головы человека были обработаны данные, полученные при обследовании головы больного, которому была назначена вентрикулография (вскрытие черепной коробки). Измерялась яркостная и поверхностная температура соответствующего места головы, а также в этом же месте температура в ткани головного мозга

с помощью электротермометра со специальным датчиком. Восстановление температурного профиля производилось в предположении, что объектом измерения была двухслойная среда кость — мозговая ткань с соответствующими параметрами. Восстановленный профиль температуры головного мозга и контрольные точки, полученные при измерениях с помощью электротермометра, приведены на графике (рис. 2).

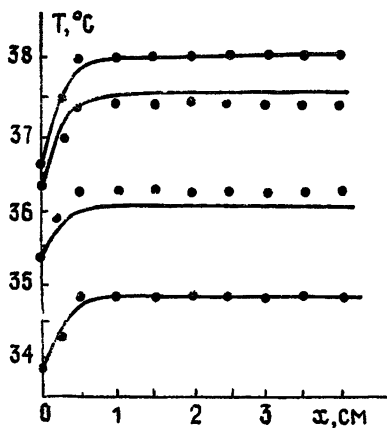


Рис. 1.

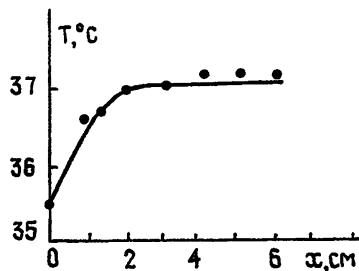


Рис. 2.

Рис. 1. Восстановление температурного профиля в подреберной области подопытных животных:

... — экспериментальные данные, полученные при прямом измерении электротермометром, — — профиль температуры, восстановленный по измерению поверхностной температуры электротермометром и яркостной температуры радиотермометром.

Рис. 2. Восстановление профиля глубинной температуры мозга человека:

... — экспериментальные данные, полученные при прямом измерении электротермометром, — — глубинный профиль температуры мозга, восстановленный по измерению поверхностной и яркостной температуры лобно-теменной части головы.

Точность восстановленной температуры, как показывают оценки, составляет  $0,3^{\circ}\text{C}$ . Вопрос о точности измерения температуры радиотермометром с учетом погрешностей калибровки рассмотрен в работах [2, 8], при наших условиях точность составила  $0,1^{\circ}\text{C}$ . Точность измерения температуры электротермометром  $0,1^{\circ}\text{C}$ , погрешности параметров тканей указаны в табл. 1. Приведенные на графиках данные восстановления температурного профиля в пределах точности измерений соответствуют истинной температуре. Таким образом, по измерениям яркостной температуры на одной длине волны и поверхностной температуры можно восстановить температурный профиль тела, зная структуру и параметры его тканей.

### 3. АВТОМАТИЗИРОВАННЫЙ РАДИОТЕРМОМЕТР ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ АБСОЛЮТНОГО ЗНАЧЕНИЯ ВНУТРЕННЕЙ ТЕМПЕРАТУРЫ ТЕЛА

На основании изложенных выше теоретических и экспериментальных исследований разработана автоматизированная система обработки радиометрических данных и введена в эксплуатацию на кафедре нервных болезней Горьковского медицинского института. Принцип действия заключается в одновременном измерении поверхностной температуры тела электротермометром, яркостной температуры радиотермометром и восстановлении по ним глубинной температуры на основании формулы (15). Для измерения яркостной температуры использован медицинский радиотермометр на длине волны  $32\text{ см}$ , описанный в [4].

Автоматизированная система обработки данных состоит из интерфейса, микро-ЭВМ «Электроника ДЗ-28» и пишущей машины «Сопsul 260.1». Сигналы с выходов радиометра и электротермометра через два входных канала интерфейса вводятся в регистры ЭВМ. Частота дискретизации сигнала — до  $80\text{ Гц}$ . Микро-ЭВМ осуществляет управление интерфейсом, обработку сигналов и расчет абсолютного

значения внутренней температуры. Необходимые для расчета параметры тканей вводятся индивидуально для каждого обследуемого пациента. Время измерения одной области не более 10 с.

Разработанный способ получения информации о температуре в глубине тела абсолютно безопасен, отличается быстротой и удобством, что обеспечивает перспективность его применения в медико-биологических исследованиях.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Barrett A., Myers P. — Science, 1975, 190, № 4215, p. 669.
2. Троицкий В. С., Абрамов В. И., Аранжереев Е. А. и др. — Препринт НИРФИ № 131. — Горький, 1979.
3. Троицкий В. С., Густов А. В., Белов И. Ф. и др. — УФН, 1981, 134, вып. 1, с. 155.
4. Троицкий В. С., Густов А. В., Горбачев В. П. и др. — ПТЭ, 1983, № 5, с. 239.
5. Троицкий В. С. — Изв. вузов — Радиофизика, 1981, 24, № 9, с. 1054.
6. Джонсон К., Гай А. — ТИИЭР. 1972, 60, № 6, с. 49.
7. Башаринов А. Е., Тучков Л. Т., Поляков В. М., Ананов Н. И. Измерение радиотепловых и плазменных излучений. — М.: Сов радио, 1968.
8. Павлова Л. С., Поляков В. М. — В сб. трудов Всесоюзной конференции «Методические вопросы определения температуры биологических объектов радиофизическими методами». — М.: АН СССР, 1985, с. 8.

Научно-исследовательский  
радиофизический институт

Поступила в редакцию  
1 октября 1984 г.,  
после доработки  
19 июня 1985 г.

#### MEASUREMENTS OF THE DEPTH TEMPERATURE PROFILE OF BIOOBJECTS OVER THEIR INHERENT THERMAL RADIATION

*V. S. Troitskij, E. A. Aranzhereev, A. V. Gustov, A. I. Oladyshkina, L. K. Siz'mina,  
R. V. Troitskij, V. N. Tseitlina*

A model method is suggested for restoration of the depth temperature profile of bodies over measurements of the brightness temperature at several microwave wavelengths. The theoretical basis of the method is given as well as experimental check for a two-layer fluid model and living objects. A method of the brain temperature profile restoration is developed and checked by measurements of the surface temperature and brightness temperature at 32 cm.

---

#### ИНФОРМАЦИЯ

АСТРОНОМИЧЕСКИЙ ЖУРНАЛ, т. 61, вып. 3, 1984 г.

Аннотации статей, представляющих интерес для читателей «Радиофизики»

Петрухин Н. С., Файнштейн С. М. О параметрической генерации альвеновских и звуковых волн в атмосфере Солнца. Изотермическая атмосфера.

Исследуется параметрическая нестабильность альвеновских и звуковых волн в изотермическом слое солнечной плазмы. При условии, что скорость волн Альвена и изотермического звука постоянны, найдены условия генерации волн. Полученные результаты применяются для интерпретации ослабления потока альвеновских волн в солнечных пятнах.

---