

Министерство высшего и среднего специального образования РСФСР

Горьковский ордена Трудового Красного Знамени
научно-исследовательский радиофизический институт (НИРФИ)

П р е п р и н т № 219

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ГЛУБИННОГО ПРОФИЛЯ ТЕМПЕРАТУРЫ МЕТОДОМ
МНОГОЧАСТОТНОЙ РАДИОТЕРМОМЕТРИИ ПРИ ДИАГНОСТИКЕ
И ЛЕЧЕНИИ В МЕДИЦИНЕ.

К.П.Гайкович

М.И.Сумин

Р.В.Троицкий

Горький 1986

Г а й к о в и ч К.П. С у м и н М.И. Т р о и ц к и й Р.В.

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ГЛУБИННОГО ПРОФИЛЯ ТЕМПЕРАТУРЫ МЕТОДОМ
МНОГОЧАСТОТНОЙ РАДИОТЕРМОМЕТРИИ ПРИ ДИАГНОСТИКЕ И ЛЕЧЕНИИ
В МЕДИЦИНЕ. Горький, Препринт № 219/НИИРФИ, 1986.

23 с.

УДК 621. 371:615.47

Приводятся результаты теоретических и экспериментальных исследований метода определения температурной стратификации тканей тела по многочастотным измерениям его теплового радиоизлучения. Решена соответствующая обратная задача для сред с многослойной диэлектрической структурой, выполнены численные эксперименты, на основе которых установлены возможности метода и сформулированы требования к выбору частотных каналов и необходимой точности измерений. Выполнены экспериментальные исследования в клинических условиях. По данным 3-канальных измерений восстановлены профили температуры в тканях с опухолевыми процессами. Разработанный метод применен для контроля степени нагрева тканей при лечении опухолей СВЧ гипертермией.

1. ВВЕДЕНИЕ

В настоящее время большой интерес вызывает исследование возможностей восстановления глубинных распределений температуры в биологических средах, в частности, в теле человека по данным измерений теплового радиоизлучения этих сред. Толщина слоя, в котором формируется тепловое излучение, зависит от длины волны, изменяясь от долей миллиметра до нескольких сантиметров, что позволяет в принципе по измерениям спектра радиоизлучения восстановить распределение температуры вглубь на несколько сантиметров. Определение глубинной температуры тела существенно расширяет возможности диагностики по сравнению с измерениями в ИК диапазоне, которые позволяют измерять температуру только на поверхности кожи. Объектами диагностики могут быть воспалительные и опухолевые процессы, а также другие заболевания, приводящие к локальному повышению температуры в глубине тканей. Ценность таких дистанционных, неинвазивных измерений определяется в первую очередь трудностями прямых измерений, связанных с введением датчика в тело человека. Важным достоинством радиометрических методов является возможность получения данных оперативно и непрерывно, в реальном масштабе времени. Одно из возможных конкретных применений мето-

да, имеющее большое практическое значение, - контроль распределения температуры при лечении опухолей методом СВЧ гипертермии, т.е. нагревом мощным СВЧ излучением. Для правильной дозировки излучения контроль за распределением температуры особенно важен, поскольку перегрев вызывает поражение здоровых тканей, а недостаточный нагрев не оказывает ожидаемого эффекта. Важно также правильное определение глубинной локализации нагрева.

Методы дистанционного термического зондирования, возникшие первоначально в радиоастрономии, получили большое развитие в исследованиях по восстановлению высотного профиля температуры атмосферы/1-2/. Однако непосредственное использование накопленного опыта для восстановления температуры в биологических средах оказалось затруднительным. Эти затруднения обусловлены прежде всего спецификой изучаемой среды, а именно, ее многослойной структурой, которая вызывает перетражения между слоями, а также сильным поглощением в тканях, что делает неприменимым понятие лучевой интенсивности в такой среде/3/. Неприменимость уравнения переноса для интерпретации измерений яркостной температуры тела составляет основное отличие от хорошо изученных атмосферных задач. Затрудняет решение задачи недостаточное знание свойств самой среды: комплексной диэлектрической проницаемости различных тканей, типичных распределений температуры внутри тела, их вариаций, корреляционных характеристик. Такого рода информация оказывается весьма существенной при решении обратных задач дистанционного зондирования и именно на ее использовании основан метод статистической регуляризации, который с наибольшим успехом применялся при решении атмосферных задач /1-2/. Ясно, что в рассматриваемом случае применение этого метода существенно затрудняется.

Полученные в данной работе результаты опираются на исследования,

выполненные в ряде работ. Расчеты диэлектрических параметров различных тканей выполнялись по данным /4/. Существенными этапами для разработки методики решения такого рода обратных задач представляется работа /5,6/. В работе /6/ рассмотрено формирование теплового радиоизлучения сильно поглощающих сред и выполнены теоретические и экспериментальные исследования по восстановлению неоднородного распределения температуры в поверхностном слое воды из данных многочастотных измерений теплового радиоизлучения (что представляет также значительный самостоятельный интерес). В этой работе развита и успешно применена методика восстановления профилей температуры, основанная на идеях решения некорректных обратных задач, сформулированных советской математической школой А.Н.Тихонова /7,8/. Обширные численные эксперименты и сопоставление восстановленных профилей температуры с данными прямых контактных измерений позволили сформулировать требования к точности и числу каналов измерения. Результаты представляют большой интерес для рассматриваемой задачи, поскольку вода близка по своим диэлектрическим свойствам к биологическим средам. Учитывая, что параметры воды известны с высокой точностью, а также принципиальную простоту контрольных контактных измерений, можно считать выполненные в /6/ исследования своего рода эталонной задачей для более сложных исследований биологических сред.

Основная сложность таких исследований состоит в необходимости учета многослойности биологических структур, которая, как известно /9/, приводит к возникновению интерференционных эффектов. В настоящее время получено решение о тепловом излучении полупространства с многослойной диэлектрической структурой как для трехслойной модели (см., например, /10/), так и в общем случае /11-13/. Особый интерес представляет решение, полученное в /13/, где связь яркостных темпе-

ратур с профилем температуры выражается интегральным уравнением Фредгольма I-го рода, что позволяет использовать методы решения, развитые в /6/.

Значительный прогресс был достигнут также в области экспериментальных исследований. Разработана радиометрическая аппаратура со специальными контактными антеннами, опробирован метод компенсации отражения с помощью поддумливания, выполнены модельные оценки профилей температуры по данным одноканальных измерений /14,15/, рассмотрены погрешности калибровки при измерениях яркостной температуры /16/.

2. ТЕПЛОЕ ИЗЛУЧЕНИЕ МНОГОСЛОЙНОЙ СРЕДЫ. ПОСТАНОВКА ОБРАТНОЙ ЗАДАЧИ

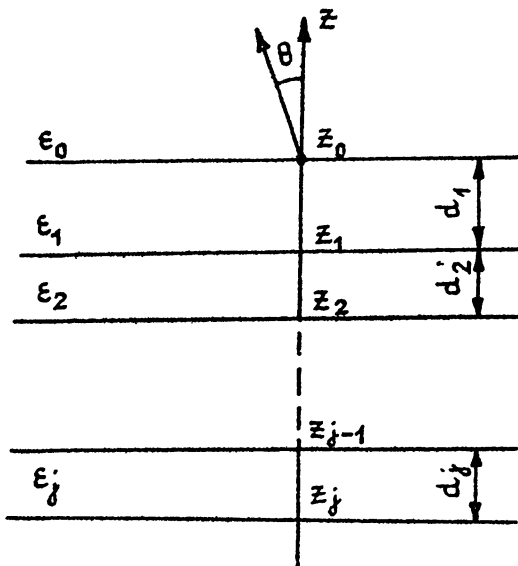
Рассмотрим тепловое радиоизлучение полупространства с многослойной структурой комплексной диэлектрической проницаемости $\epsilon = \epsilon' - i\epsilon''$ следуя /13/ (см. рис. 1). Решение электродинамической задачи для такой структуры позволяет вычислить через функцию когерентности электрического поля на границе $z=0$ интенсивность теплового радиоизлучения и его яркостную температуру в виде

$$T_{\text{я}}(\lambda) \approx \int_{-\infty}^0 T(z) B(\lambda, z) dz, \quad (1)$$

где λ - длина волны; для j -го слоя

$$B(\lambda, z) = \frac{B_j}{2} \left\{ \operatorname{Re}(k_j y_j) \left| e^{k_j(z-z_i)} + \Gamma_j e^{-k_j(z-z_j)} \right| + \operatorname{Re}(k_j y_j^*) \left| e^{k_j(z-z_j)} - \Gamma_j e^{-k_j(z-z_i)} \right| \right\} \quad (j = 1, 2, \dots, N), \quad (2)$$

при этом $z_N = z_{N-1}$.



Р и с. 1. Полупространство со слоистой диэлектрической структурой.

ϵ_j постоянно внутри каждого слоя, тогда как температура - непрерывная функция.

Кoeffициенты B_j определяются рекуррентно, начиная с $B_0 = 2/y_0$ согласно

$$B_j = B_{j-1} \frac{|1 - \gamma_{j-1}|^2}{|e^{k_j d_j} + \gamma_{j-1} \Gamma_j e^{-k_j d_j}|^2}, \quad (j = 1, 2, \dots, N-1),$$

$$B_N = B_{N-1} |1 + \gamma_{N-1}|^2,$$

где

$$\Gamma_j = \gamma_j + \frac{\Gamma_{j+1} e^{-2k_{j+1} d_{j+1}}}{1 + \gamma_j \Gamma_{j+1} e^{-2k_{j+1} d_{j+1}}}, \quad (j = 1, 2, \dots, N-1),$$

$$\Gamma_N = 0,$$

$$\gamma_j = \frac{y_j - y_{j+1}}{y_j + y_{j+1}},$$

$$\psi_j = \begin{cases} \frac{k_j \lambda}{2\pi i c \mu^0} & \text{— для горизонтальной поляризации} \\ \frac{k_j \lambda}{2\pi i c \epsilon^0 \epsilon_j} & \text{— для вертикальной поляризации} \end{cases}$$

$$t_j = (2\pi/\lambda) \sqrt{\epsilon_0 \sin^2 \theta - \epsilon_j}, \operatorname{Im}(k_j) < 0.$$

Здесь c — скорость света, ϵ^0 , μ^0 — соответственно электрическая и магнитная постоянные.

Коэффициент отражения полупространства R определяется из

$$R = |\Gamma_0|^2. \quad (3)$$

Для решения уравнения (1) — интегрального уравнения Фредгольма I-го рода — может быть использована методика, развитая нами в /6/. Однако непосредственное использование измерений яркостных температур представляется затруднительным, поскольку трудно выполнить абсолютные измерения яркостных температур с требуемой точностью ($\delta T_j \leq 0,1$ К) из-за неопределенности коэффициентов отражения R , обусловленной как недостаточной изученностью диэлектрических свойств биологических сред, так и некоторой их температурной зависимостью /4/.

Упомянутые трудности успешно преодолеваются путем использования методики подшумливания для компенсации влияния отражения, развитой в /14/. При температуре подшумливания, близкой к температуре исследуемой среды, влияние отражения практически полностью компенсируется и погрешность калибровки определяется точностями, с которыми известны температуры эталонов и температура компенсирующего сигнала T_n . При подшумливании измеряемые яркостные температуры удовлетворяют

$$T_{\text{я}}(\lambda) = \int_{-\infty}^0 T(z) A(\lambda, z) dz + R(T_n - \int_{-\infty}^0 T(z) A(\lambda, z) dz), \quad (4)$$

где

$$A(\lambda, z) = B(\lambda, z)/(1-R).$$

По значениям $T_{\text{я}}$, зная температуру подшумливания T_n и пользуясь малостью 2-го слагаемого в (4), можно с высокой точностью определить величину интегральной температуры среды

$$T_{\text{и}}(\lambda) = \int_{-\infty}^0 T(z) A(\lambda, z) dz \quad (5)$$

даже если коэффициент R известен с большой погрешностью ($\sim 20\%$). В отличие от (1), при $T(z) = \text{const} = T_0$ $T_{\text{и}}(\lambda) = T_0$, что показывает независимость (5) от коэффициента отражения.

3. РЕШЕНИЕ ОБРАТНОЙ ЗАДАЧИ. ЧИСЛЕННЫЙ ЭКСПЕРИМЕНТ

Уравнение (5) представляет собой некорректно поставленную задачу в смысле /7/. Для его решения необходимо привлекать существенную априорную информацию об искомом точном решении. Как и в /6/, для решения (5) нами использовался метод регуляризации А.Н.Тихонова /7,8/ в форме обобщенного принципа невязки, усваивающий весьма общую априорную информацию о гладкости точного решения. Представим для компактности (5) в виде

$$AT = T_{\text{и}}^{\delta}, \quad (6)$$

$$AT \equiv \int_{-a}^0 T(z) A(\lambda, z) dz,$$

При этом основное значение имеет не постоянная составляющая погрешности, вызывающая, как правило, лишь общий сдвиг восстанавливаемого профиля, а случайная составляющая, нарушающая соотношение между интегральными температурами на различных частотах.

Следует особо отметить важную роль априорной информации в виде ограничений, используемых при решении обратной задачи. Оказывается, что одностороннее ограничение исключает значительные отклонения решения и в противоположную от ограничения сторону, поскольку эти отклонения не могут быть скомпенсированы в интеграле отклонениями в сторону, где действует ограничение. Хотя решение и не очень критично к ограничивающей его сверху или снизу функции, более точное задание этой функции помогает выделить информативную часть интеграла в (5), и качество решения возрастает. Подчеркнем, что без использования ограничений при реализуемых точностях измерения решить обратную задачу рассмотренным методом с приемлемой точностью не удастся. В связи с этим представляется целесообразной разработка карты стандартных распределений температуры тела человека, а также максимальных отклонений от этих распределений при различных патологиях. Для задания ограничений возможно также использование измерений температуры поверхности и точечных инвазивных измерений температуры в тканях.

Высокая точность измерений может быть достигнута при измерениях контрастов интегральных температур в симметричных или близко расположенных участках тела. В этом случае использование невозмущенного профиля температуры здоровых тканей в качестве ограничения может быть очень эффективно для определения профиля возмущения, вызванного патологическим процессом.

Из расчетов следует, что при решении обратной задачи допустимы

А к этому случаю (путем сложения (или вычитания) искомой функции $T(z)$ с ограничением в интеграле (5)) сводится случай, когда известна такая важная априорная информация, что искомое точное решение заведомо больше (или заведомо меньше) при всех $z \in [-a, 0]$ некоторой априори заданной функции. Указанные выше задачи минимизации функционала (7) сводятся после соответствующей дискретизации к их конечно-разностным аналогам, которые представляют собой хорошо изученные с вычислительной точки зрения задачи квадратичного программирования /18/.

Следует отметить, что в данном случае, в отличие от задач, рассмотренных в /1-2,5-6/, ядро $A(\lambda, z)$ интегрального уравнения терпит разрывы первого рода в точках z_j , где расположены границы слоев биологических тканей с различными диэлектрическими свойствами (кожа-жир-мышцы). Тем не менее изложенный выше формализм метода регуляризации в форме обобщенного принципа невязки может быть применен и в случае разрывов ядра, так как оператор A , полностью определенный ядром $A(\lambda, z)$, и в этом случае является линейным ограниченным оператором⁺⁾ , действующим из пространства W_2^1 в пространство $L_2(c, d)$.

Как известно /1-2,5-6/, при решении некорректной задачи эффективность конкретного алгоритма может быть установлена только путем численного эксперимента. На основе изложенного метода были разработаны алгоритмы решения (5) и выполнены численные эксперименты, которые позволили установить информативный диапазон длин волн, а также требования к уровню точности измерений и необходимому числу частотных каналов для различных распределений $T(z)$, отличающихся сте-

⁺⁾ Определение линейного ограниченного оператора в нормированных пространствах см., например, в /17/.

пенью сложности, характерной толщиной и величиной перепада температуры. Численные эксперименты выполнялись по следующей схеме. Для модельных профилей $T(z)$ вычислялись значения $T_{\text{и}}$ на различных длинах волн. На эти значения при помощи генератора случайных чисел набрасывалась нормально распределенная погрешность с нулевым средним и заданной дисперсией. Полученные таким образом "измерения" интегральных температур использовались далее для решения обратной задачи. Точность решения обратной задачи оценивалась путем сравнения восстановленного профиля температуры с исходным профилем $T(z)$.

Как уже отмечалось, рассматриваемая задача близка к задаче восстановления профиля $T(z)$ в поверхностном слое воды, подробно рассмотренной в /6/. Близки оказались и выводы относительно требований к измерениям, которые можно сделать на основании численного эксперимента. Так, основные типы профилей $T(z)$ восстанавливаются с хорошей точностью при точностях измерений $\delta T_{\text{и}} \approx 0,02$ К и числе каналов в информативных диапазонах длин волн (сантиметровом и дециметровом) ~ 10 . Однако профили с относительно простой структурой (например, монотонные) неплохо восстанавливаются и при минимальных требованиях к точности измерений ($\delta T_{\text{и}} \approx 0,1$ К) и числе каналов 3-4. Длины волн измерений должны выбираться таким образом, чтобы толщина скин-слоя равномерно возрастала от нескольких миллиметров до максимальных значений, поскольку глубина зондирования определяется толщиной скин-слоя ($d = \lambda/4\pi \text{Im}(\sqrt{\epsilon})$) /6/) зондируемых тканей, которая зависит главным образом от содержания воды в тканях. Для основных типов тканей зависимость толщины скин-слоя от λ лежит между кривыми, представленными на рис. 2. Отметим, что толщина скин-слоя воды меняется с изменением солености примерно в тех же пределах /6/. Качество решения не особенно зависит от выбора конкретных длин волн,

в частности, одним из наборов, удовлетворяющих сформулированным условиям, может быть набор $\lambda_i = 3, 10, 30, 60$ см.

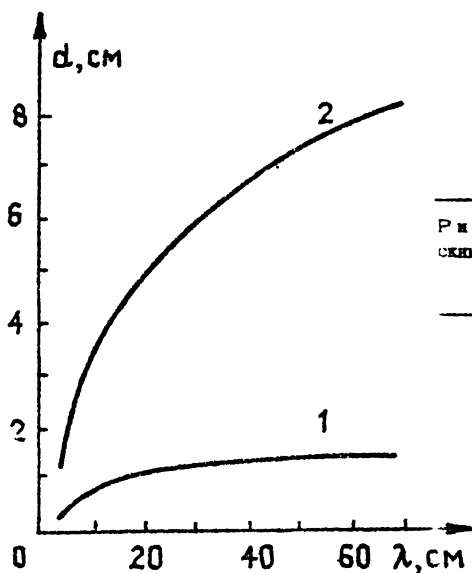


Рис. 2. Зависимость толщины скин-слоя тканей от длины волны.
1 - мышцы, 2 - жир.

Результаты численного моделирования для набора длин волн $\lambda_i = 9, 30, 60$ см (именно такой набор реализован в наших клинических экспериментах) представлены на рис. 3-с. Распределение температуры в тканях задавалось гауссовым профилем

$$T(z) = T_0 + \Delta T \exp \left[- \left(\frac{z - z_m}{\Delta z} \right)^2 \right]. \quad (9)$$

На рис. 3 представлено восстановление профилей $T(z)$ в мышечной ткани. При решении обратной задачи использовалось ограничение $T(z) \geq T_0$, уровень моделируемой погрешности $\delta T_M = 0,1$ К. Видно, что при заданном уровне точности измерений форма профиля и положение его максимума хорошо восстанавливаются до глубины ≈ 4 см. При дальнейшем увеличении глубины точность восстановления падает,

поскольку вклад глубоких слоев в радиоизлучение быстро уменьшается.

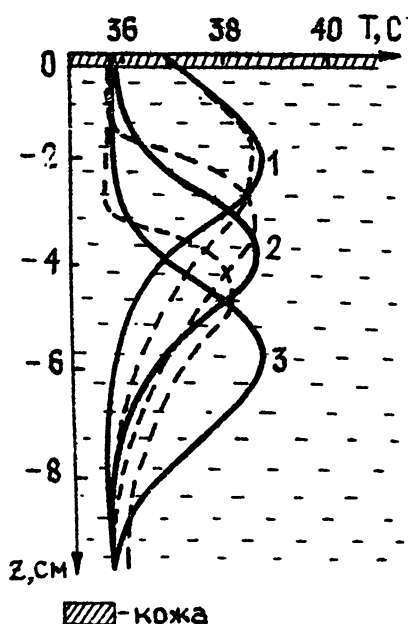


Рис. 3.

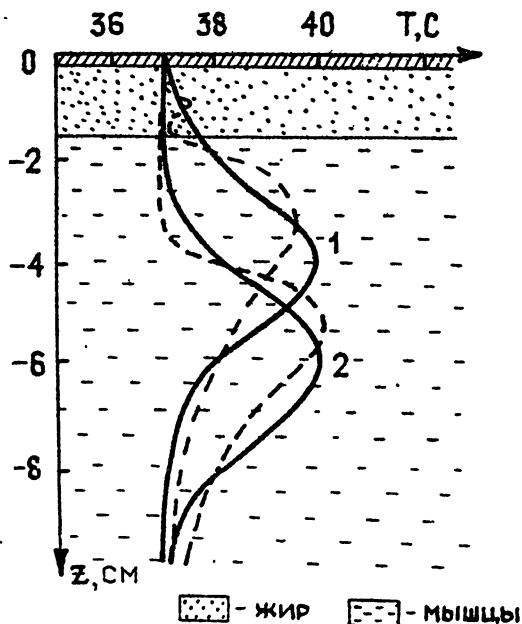


Рис. 4.

Рис. 3. Численное моделирование. Сплошные кривые - исходные профили температуры вида (9) с характерной толщиной $\Delta Z = 2$ см, амплитудой $\Delta T = 2$ К и глубинами максимумов $Z_m = -2$ см (кривая 1), $Z_m = -4$ см (кривая 2), $Z_m = -6$ см (кривая 3). Пунктир - восстановленные профили, $m \Delta T_m = 0,1$ К.

Рис. 4. Численное моделирование. Сплошные кривые - исходные профили с глубинами максимумов $Z_m = -4$ см (кривая 1), $Z_m = -6$ см (кривая 2); $\Delta Z = 2$ см, $\Delta T = 2$ К. Пунктир - результаты восстановления при $m \Delta T_m = 0,1$ К.

Как следует из рис. 2, слой жира более прозрачен для излучения, и его наличие (см. рис. 4) не препятствует восстановлению профиля температуры в слое ткани, который находится глубже. При этом точность восстановления на глубинах 6-8 см возрастает (сравни восстановление кривой 3 на рис. 2 с восстановлением аналогичной кривой 2 на рис. 3).

$$T_{\text{я}}(\lambda) = \int_{-\infty}^0 T(z) A(\lambda, z) dz + R(T_{\text{н}} - \int_{-\infty}^0 T(z) A(\lambda, z) dz), \quad (4)$$

где

$$A(\lambda, z) = B(\lambda, z)/(1-R).$$

По значениям $T_{\text{я}}$, зная температуру подшумливания $T_{\text{н}}$ и пользуясь малостью 2-го слагаемого в (4), можно с высокой точностью определить величину интегральной температуры среды

$$T_{\text{и}}(\lambda) = \int_{-\infty}^0 T(z) A(\lambda, z) dz \quad (5)$$

даже если коэффициент R известен с большой погрешностью ($\sim 20\%$). В отличие от (1), при $T(z) = \text{const} = T_0$ $T_{\text{и}}(\lambda) = T_0$, что показывает независимость (5) от коэффициента отражения.

3. РЕШЕНИЕ ОБРАТНОЙ ЗАДАЧИ. ЧИСЛЕННЫЙ ЭКСПЕРИМЕНТ

Уравнение (5) представляет собой некорректно поставленную задачу в смысле /7/. Для его решения необходимо привлекать существенную априорную информацию об искомом точном решении. Как и в /6/, для решения (5) нами использовался метод регуляризации А.Н.Тихонова /7,8/ в форме обобщенного принципа невязки, усваивающий весьма общую априорную информацию о гладкости точного решения. Представим для компактности (5) в виде

$$AT = T_{\text{и}}^{\delta}, \quad (6)$$

$$AT \equiv \int_{-a}^0 T(z) A(\lambda, z) dz,$$

При этом основное значение имеет не постоянная составляющая погрешности, вызывающая, как правило, лишь общий сдвиг восстанавливаемого профиля, а случайная составляющая, нарушающая соотношение между интегральными температурами на различных частотах.

Следует особо отметить важную роль априорной информации в виде ограничений, используемых при решении обратной задачи. Оказывается, что одностороннее ограничение исключает значительные отклонения решения и в противоположную от ограничения сторону, поскольку эти отклонения не могут быть скомпенсированы в интеграле отклонениями в сторону, где действует ограничение. Хотя решение и не очень критично к ограничивающей его сверху или снизу функции, более точное задание этой функции помогает выделить информативную часть интеграла в (5), и качество решения возрастает. Подчеркнем, что без использования ограничений при реализуемых точностях измерения решить обратную задачу рассмотренным методом с приемлемой точностью не удастся. В связи с этим представляется целесообразной разработка карты стандартных распределений температуры тела человека, а также максимальных отклонений от этих распределений при различных патологиях. Для задания ограничений возможно также использование измерений температуры поверхности и точечных инвазивных измерений температуры в тканях.

Высокая точность измерений может быть достигнута при измерениях контрастов интегральных температур в симметричных или близко расположенных участках тела. В этом случае использование невозмущенного профиля температуры здоровых тканей в качестве ограничения может быть очень эффективно для определения профиля возмущения, внешнего патологическим процессом.

Из расчетов следует, что при решении обратной задачи допустимы

погрешности $\sim 10\%$ для диэлектрических параметров тканей. Погрешность определения толщин слоев должна быть много меньше длины волны в тканях (длина волны в диапазоне от 3 до 60 см изменяется от 1,5 до 20 см в жире и от 0,5 до 8 см в мышцах).

4. ВОССТАНОВЛЕНИЕ ПРОФИЛЕЙ ТЕМПЕРАТУРЫ ПО ДАННЫМ ИЗМЕРЕНИЙ В КЛИНИЧЕСКИХ УСЛОВИЯХ

Экспериментальные исследования выполнялись в условиях радиофизической лаборатории онкологической клиники. Для измерений использовалась радиотермометрическая система, включающая 3 радиометрических приемника на длинах волн 9, 60 и 30 см. Флуктуационный порог чувствительности радиометров составлял не хуже 0,05 К при постоянной времени 1 с. Измерения выполнялись по методике, описанной в /14/. Компенсирующее подшумливание имело температуру $T_n = 37 \pm 0,2\text{К}$, что отличается от измеряемых температур не более чем на 3–4 К. При калибровке в качестве эталонов излучения использовалось излучение соленой воды при постоянных, близких к измеряемым, температурах. По данным калибровок погрешности определения интегральных температур оцениваются не хуже 0,15 К.

На рис. 7,8 представлены результаты восстановления глубинных распределений температуры при наличии опухолевых процессов по радиометрическим данным. Одновременно выполнялись контактные измерения температуры на поверхности кожи и на глубине 1,5 см с помощью вводимого иглой датчика. В алгоритме решения обратной задачи использовалось естественное ограничение $T(z) \geq T_0$ и полагалось, что диэлектрические параметры опухоли совпадают с соответствующими параметрами окружающей ткани.

Для случая, представленного на рис. 7, максимальная температу-

ра по результатам восстановления достигла $35,2^{\circ}\text{C}$ на глубине 1,5 см, что практически совпало с данными прямых измерений. Качественно о повышении глубинной температуры в опухоли можно судить и непосредственно по измерениям интегральной температуры. Так, при поверхностной температуре $T_0 = 32,6^{\circ}\text{C}$ интегральные температуры составили $33,5$; $34,6$ и $34,3^{\circ}\text{C}$ соответственно на длинах волн 9, 30 и 60 см. Хорошее совпадение восстановленной температуры с контактными измерениями получилось и в случае, представленном на рис. 8. Приведенные результаты показывают возможности диагностического исследования и контроля опухолевых и воспалительных процессов, приводящих к локальным изменениям температуры.

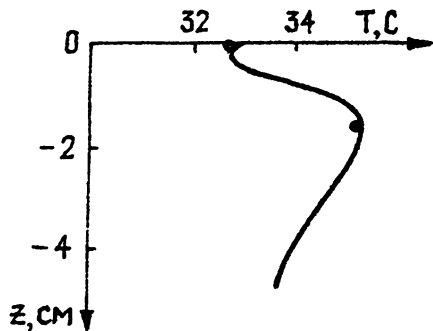


Рис. 7.

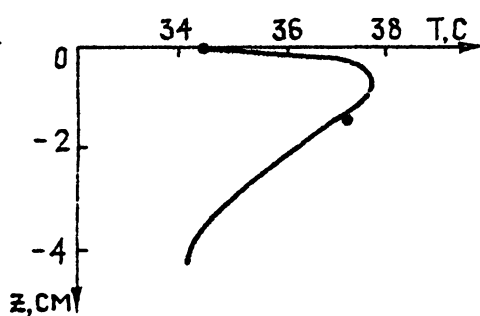


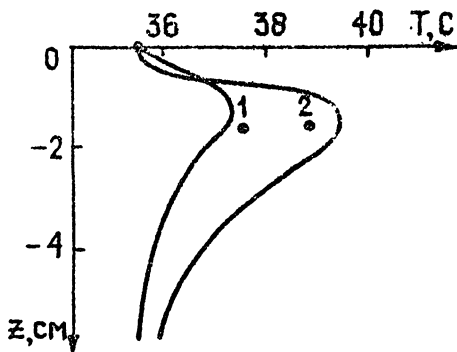
Рис. 8.

Рис. 7. Результаты восстановления по данным 3-канальных измерений в эксперименте. Большая Ш. Структура ткани: кожа - 1 мм, далее молочная железа (жир, перетяжки) с опухолью. Сплошная кривая - восстановленный профиль $T(z)$, кружки - данные контактных измерений.

Рис. 8. Результаты восстановления по данным клинического эксперимента. Большая Р. Структура ткани: кожа - 2 мм, опухоль - 1 см, далее мышцы шеи. Сплошная кривая - восстановленный профиль $T(z)$, кружки - контактные измерения.

Другим важным применением радиометрического зондирования может стать контроль за степенью нагрева тканей при лечении опухолей методом СВЧ гипертермии. Результаты восстановления профилей температуры до и после облучения опухоли представлены на рис. 9. Опухоль облу-

чалась гипертермической системой на частоте 915 МГц при мощностях излучения до 100 Вт. Поверхность кожи охлаждалась циркулирующей водой с постоянной температурой, поэтому температура кожи одинакова до и после сеанса облучения. Видно, как в результате облучения температура тканей повышается на несколько градусов. Небольшое повышение температуры до проведения гипертермии связано с процессами в опухоли. Приведенные результаты показывают хорошее совпадение восстановленных значений температуры с данными контактных измерений на глубине 1,5 см. В настоящее время такой контроль можно проводить только после окончания сеанса СВЧ-гипертермии, поскольку мощное излучение создает значительные помехи приемной аппаратуре. Тем не менее перспективы рассмотренного метода для контроля степени разогрева тканей очевидны.



Р и с. 9. Восстановление профилей $T(z)$ по радиометрическим данным до (кривая 1) и после (кривая 2) сеанса СВЧ-гипертермии. Большая С. Структура ткани: кожа - 1 мм, опухоль - 1 см, мышцы. Кружки, - данные контактных измерений.

5. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Полученные результаты показывают реальные перспективы и ограничения метода радиометрического зондирования глубинного распределения температуры тела по многочастотным измерениям теплового радиоизлучения, а также создают методическую и алгоритмическую основу для решения аналогичных задач зондирования других сред с многослойной диэлектрической структурой. Прогресс исследований в этой области связан как с совершенствованием радиометрической аппаратуры и способов калибровки для достижения более высоких точностей измерений, так и с дальнейшим развитием все более тонких методов и алгоритмов решения обратной задачи, учитывающих все виды имеющейся априорной информации. Как показывают численные эксперименты, точность восстановления может быть повышена при увеличении числа частотных каналов измерений. В частности, полезным представляется включение канала на длине волны 2-3 см, который несет информацию о слоях ткани, близких к поверхности (см. рис. 2). Необходимо уточнение диэлектрических параметров различных тканей, создание карт распределения температуры тела. Решение перечисленных задач может дать новый неинвазивный инструмент диагностики и контроля заболеваний, связанных с локальными изменениями температуры внутри тканей тела и привести к осуществлению идеи термической радиотомографии.

Л и т е р а т у р а

1. Gaikovich K.P., Markina N.N., Naumov A.P. et al. Investigation of remote sensing possibilities of lower atmosphere in the microwave range and some aspects of statistical data use. *Int.J.Remote Sensing*, 1983, 4, N 2, p.419-431.
2. Westwater E.R., Sweezy W.B., McMillin L.M., Dean C. Determination of atmospheric temperature profiles from a statistical combination of ground-based profiler and operational NOAA-6/7 satellite retrievals. - *J.Climate and Meteorology*, 1984, 23, N5, p.689-703.
3. Апресян Л.А., Кравцов Ю.А. Теория переноса излучения. - М.: Наука, 1983.
4. Джонсон, Гай. Воздействие неионизирующего электромагнитного излучения на биологические среды и системы. *ТМИЭР*, 1972, т. 60, № 6, с. 49-81.
5. Василенко Н.А., Гайкович К.П., Сумин М.И. Восстановление высотных профилей показателя преломления и метеорологических параметров атмосферы из измерений астрономической рефракции. Препринт НИРФИ № 200, Горький, 1985.
6. Гайкович К.П., Резник А.Н., Сумин М.И., Троицкий Р.В. Определение профиля температуры поверхностного слоя воды по многочастотным измерениям теплового радиоизлучения. Препринт НИРФИ № 214, Горький, 1986.
7. Тихонов А.Н., Арсенин В.Я. Методы решения некорректных задач. - М.: Наука, 1979.
8. Тихонов А.Н., Гончарский А.В., Степанов В.В., Ягола А.Г. Регуляризирующие алгоритмы и априорная информация. - М.: Наука, 1983.

9. Blinn III J.C., Conel J.E., Quade J.C. Microwave emission from geological materials: Observation of interference effects. - J. Geophys.Res., 1972, v.77, p.4366 - 4378.
10. Bardaty P., Selimini D. Radiometric sensing of biological layered media. - Radio Sci., 1983, v.18, N 6, p.1393 - 1401.
11. Stogrin A. The brightness temperature of a vertically structured medium. - Radio Sci., 1970, v.5, p.1397 - 1406.
12. Willheit T.F. Radiative transfer in a plane stratified dielectric. - IEEE Trans.Geosci.Electron., 1978, v.GE-16, p.138 - 143.
13. Bardati P., Solimini D. On the emissivity of layered materials. - IEEE Trans.Geosci.Electron., 1978, v.GE-16, p.138 - 143.
14. Троицкий В.С., Аранжереев В.А., Густов А.В. и др. Измерение глубинного температурного профиля биообъектов по их собственному тепловому радиоизлучению. - Радиофизика, 1986, 29, № 1, с.62-68.
15. Троицкий В.С., Абрамов В.И., Белов И.Ф. и др. Результаты исследования собственного радиоизлучения тела человека в дециметровом диапазоне волн. - Изв. вузов - Радиофизика, 1981, т. 24, № 1, с. 118-121.
16. Павлова П.С., Поляков В.М. Точность измерения интегральных температур биологических объектов методами СВЧ-радиометрии. Труды Всесоюзной конф. "Методические вопросы определения температуры биологических объектов радиофизическими методами.", М., ИРЭ АН СССР, 1985, с. 8-15.
17. Смирнов В.И. Курс высшей математики. Том У - М.: Физматгиз, 1959.
18. Васильев Ф.П. Численные методы решения экстремальных задач. - М.: Наука, 1980.

СОДЕРЖАНИЕ

| | Стр. |
|---|------|
| 1. Введение | 3 |
| 2. Тепловое излучение многослойной среды. Постановка обратной задачи | 6 |
| 3. Решение обратной задачи. Численный эксперимент | 9 |
| 4. Восстановление профилей температуры по данным измерений в клинических условиях | 17 |
| 5. Заключение | 20 |
| Литература | 21 |

Константи Павлович Гайкович
Михаил Иосифович Сумин
Роман Всеволодович Троицкий

**ОПРЕДЕЛЕНИЕ ГЛУБИННОГО ПРОФИЛЯ ТЕМПЕРАТУРЫ МЕТОДОМ
МНОГОЧАСТОТНОЙ РАДИОТЕРМОМЕТРИИ ПРИ ДИАГНОСТИКЕ
И ЛЕЧЕНИИ В МЕДИЦИНЕ**

Подписано в печать 17.10.86 г. МШ 00602. Формат 60x84/16

Бумага многотельная. Печать офсетная. Объем 1,18 усл. печ. л.

Тираж 120. Заказ 4489. Бесплатно.
