

## ПРОБЛЕМЫ ВНЕДРЕНИЯ МЕТОДОВ ТЕРМОМЕТРИИ ДЛЯ РЕШЕНИЯ МЕДИЦИНСКИХ ЗАДАЧ

### Введение

Температура как показатель используется практически при любых видах медицинской диагностики. Повышенная поверхностная температура тела не является специфическим показателем и может быть связана более чем с 350 заболеваниями [1]. Вместе с тем, повышение температуры поверхности тела может служить сигналом о развитии или о наличии патологических процессов в организме. Более ценную информацию можно получить при длительных измерениях температуры тела человека.

Значительным прогрессом в использовании термометрических методов для диагностики было использование бесконтактных методов измерения температуры тела путем регистрации собственного электромагнитного излучения тела. Эффективным методом контроля температуры на поверхности кожи является тепловидение (регистрация излучения в ИК диапазоне).

Являясь абсолютно безвредным и доступным методом, термография в ИК диапазоне не позволяет контролировать глубинные температуры. Глубинная температура является интегральным показателем уровня биоэнергетических процессов, и может служить показателем морфофункционального состояния тканей. Особое значение метод глубинной термометрии имеет при диагностике онкологических заболеваний [1].

Инвазивные методы измерения глубинных температур применяются в экспериментальной медицине и онкологии. Эти методы остаются наиболее точным способом измерения нагрева новообразований при гипертермии, так как перегрев тканей приводит к некрозу, а недостаточный нагрев тканей не дает терапевтического эффекта.

Аппаратура для всех этих методов представляет собой полую иглу или катетер, на конце которого располагается миниатюрный датчик температуры того или иного вида [2]. Разработка волоконной оптики позволила реализовать несколько способов измерения внутренней температуры. Наиболее перспективным представляется метод, основанный на эффекте изменения времени затухания фотолюминесценции в зависимости от температуры.

Ограничением инвазивных методов, кроме травмирования тканей, является большая вероятность посева онкологических клеток при перемещении датчика от области новообразования до поверхности. Поэтому будущее термометрии за неинвазивными методами – радиотермометрии и акустотермометрии. Широкое их внедрение в медицинскую практику возможно при решении ряда теоретических и технических задач.

### Основная часть

Метод радиотермометрии (шумовой термометрии), в отличие от тепловидения, позволяет регистрировать излучение его глубинных слоев. Важно и то, что не требуется тех предосторожностей, которые необходимы при использовании инфракрасного тепловидения (требование теплового равновесия обследуемого с окружающей средой и т.п.).

Как хорошо известно, интенсивность радиоизлучения  $I$  в области  $h\nu \ll kT$  ( $\nu$  – частота,  $k$  – постоянная Больцмана,  $h$  – постоянная Планка,  $T$  – температура в шкале Кельвина), пропорциональна  $T$ . Таким образом, если температура по глубине распределена как  $T(x)$ , то на поверхности в приближении плоской волны  $I$  выражается с учетом поглощения излучения нижележащих слоев вещества вышележащими его слоями следующим образом:

$$I = A \int_0^{x_{\max}} T(x) \exp\left(-\int_0^x \mu(y, \omega) dy\right) \mu(x, \omega) dx, \quad (1)$$

где  $\mu(x, \omega)$  – коэффициент поглощения радиоизлучения на частоте  $\omega$ ;  $A$  – некоторый множитель.

Температура, измеряемая радиотермометром, принимающим тепловое излучение на одной частоте (вернее, в некоторой полосе частот), усредняется по глубине, причем в зависимости от частоты по-разному. Как известно, с увеличением длины волны  $\mu(\omega)$  уменьшается, а глубина проникновения радиоволн (зондирования) соответственно растет. Изменение радиофизических свойств биологических тканей может быть обусловлено увеличением или уменьшением кровенаполнения, перераспределением жидких сред и т.д.

Одна из принципиально сложных задач в радиотермометрии – выделение сверхслабого собственного теплового излучения на фоне шумов и помех. Действительно, поскольку необходимо различать изменение температуры порядка  $0,1^\circ K$ , на уровне  $310^\circ K$  (что соответствует  $37^\circ C$ ) то радиотермометр должен надежно регистрировать и выделять сигналы, отличающиеся по мощности всего на  $1,4 \cdot 10^{-16} Вт$ . Эта задача решается за счет накопления сигнала. При регистрации на частотах около  $1 ГГц$  время накопления составляет секунды.

Вторая сложность связана с тем, что на границе антенна-тело имеет место отражение собственного радиоизлучения, причем коэффициент отражения, весьма заметно меняется в зависимости от места измерения (приложения антенны). Ввиду того, что биологические ткани имеют высокое значение диэлектрической проницаемости  $\epsilon$ , большая часть излучения тела при отсутствии согласования между антенной и телом возвращается обратно. Заметим, что именно это обстоятельство не дает возможности определять радиотермометрами температуру дистанционно. Радиотермометр, в котором реализуется принцип термодинамического равновесия [3], позволяет устранить необходимость согласования антенны с телом. В другом подходе [4] вводится поправка на рассогласование.

Наряду с радиотермометрией существует достаточно эффективный метод акустотермометрии, предложенный академиком Ю.В. Гуляевым [5], основанный на регистрации собственного теплового ультразвукового излучения среды и определения температуры по его интенсивности. Поскольку частота ультразвука, при которой нет сильного поглощения его биологическими тканями, лежит в области единиц мегагерц, ширина полосы оказывается малой, что усложняет выделение полезного сигнала среды. Поэтому используется многоэлементный приемник ультразвука с независимым усилением по каждому каналу и последующим сложением сигналов на выходе. Метод имеет ряд достоинств по сравнению с радиотермометрией. Однако при измерении температур в области тела, имеющей большую неоднородность тканей, например при измерении температуры головного мозга, возникают трудности, обусловленные большим коэффициентом поглощения ультразвука костями черепа. Соответственно при измерениях температуры головного мозга сигнал от него будет сильно зашумлен излучением костей черепа, а также скальпа [6].

Для решения медицинских задач, кроме измерения глубинной температуры, очень важным диагностическим показателем является распределение температуры по глубине. Особое значение этот показатель приобретает для локализации онкологических новообразований в тканях человека. Рассмотрим возможности нахождения профиля температуры по собственному радиоизлучению биологической среды.

Задача измерения температурного профиля может быть решена тремя способами. Один из них основан на измерении интенсивности сигнала среды на нескольких частотах, что, в принципе, позволяет найти распределение  $T(x)$ , используя зависимость глубины выхода излучения от частоты. Другой подход основан на измерении радиоизлучения на разных модах. В многочастотном и многомодовом методах радиотермометрии  $T(x)$  находят из решений интегральных уравнений Фредгольма первого рода. Основная принципиальная трудность состоит в том, что в ядра уравнений входит распределение коэффициента поглощения собственного радиоизлучения по глубине  $\mu(x)$ , которое неизвестно. Это осложняет численное

решение упомянутых уравнений и резко снижает его достоверность. Однако для регистрации профиля температуры в однородных тканях (крупные мышцы, молочная железа) задача может быть решена с приемлемой точностью. Следует отметить и чисто технические трудности, возникающие при согласовании данных, полученных с антенн-датчиков, работающих на разных частотах или модах.

Для нахождения  $T(x)$  может быть использован также корреляционный метод, предложенный группой исследователей под руководством проф. Y. Leroy [7]. Корреляционные методы выделения сигналов в радиолокации с помощью шумовых датчиков известны. Применительно к радиотермометрии предложение заключалось в том, чтобы регистрировать собственное тепловое радиоизлучение объекта двумя антеннами, диаграммы направленности которых перекрываются на некоторой глубине, а затем с помощью коррелятора выделять сигнал области перекрытия. Поскольку в корреляционном методе также имеет место поглощение излучения из области перекрытия лежащими выше слоями, то интерпретация величины корреляционного сигнала как температуры приводит к значительным погрешностям, на что было обращено внимание в работах [8, 9].

Поскольку величина  $\mu(x)$  представляет самостоятельный интерес, являясь, по сути, томографической информацией об объекте, возникает вопрос, нельзя ли в тех случаях, когда изменение  $T(z)$  по глубине в шкале Кельвина незначительно, найти по радиометрическим измерениям распределение  $\mu(x)$ . Для живых систем и человека названное выше условие выполняется всегда. Оказалось, что задача решается и, более того, можно решить также задачу восстановления  $T(x)$  с учетом самопоглощения средой собственного радиоизлучения. Наиболее эффективно это осуществляется на основе корреляционных измерений, соответственно модифицированных [10].

Решение сводилось к следующему. Записывалось уравнение для величины сигнала корреляции  $V(q, \omega)$  по амплитуде от области перекрытия диаграмм направленности:

$$V(q, \omega) = AWT(q)\mu(q, \omega) \exp(-B \int_0^q \mu(y, \omega) dy), \quad (2)$$

где  $A, W, B$  – некоторые функции (в частности,  $A$  и  $B$  зависят от углов приема),  $\omega$  – частота,  $q$  – координата области перекрытия.

Следует оговориться, что эта запись описывает идеализированный случай приема сигнала антеннами с узкой диаграммой направленности, чего в радиотермометрии на дециметровых длинах волн практически нет. Однако для демонстрации принципиальной возможности определения распределения  $\mu(q)$  по корреляционным измерениям такое приближение допустимо.

Если температура меняется по глубине незначительно, можно заменить ее на некую среднюю  $T^*$  и найти  $\mu(q)$ . Более того, возможно найти  $T(z)$ , используя результаты только корреляционных измерений. Действительно, перенесем в левую часть уравнения (2)  $T(z)$  и проинтегрируем по  $z$  от нуля до бесконечности. Получим интегральное уравнение Фредгольма первого рода:

$$\int_0^{\infty} [V(x, \omega, i) / T(x)] dx = A(i)W(i)B(i), \quad (3)$$

где  $i = 1, 2, \dots, n$ , т.е.  $A(i)$ ,  $W(i)$  и  $B(i)$  уже зависят от изменяющихся условий измерения.

Таким образом, в идеализированном случае в ядра уравнений входит только  $T(x)$  и результаты измерений корреляционных сигналов при различном расстоянии между антеннами, при приеме под различными углами и, в случае необходимости, на разных частотах, причем автоматически учитывается поглощение. В реальных случаях ядра, конечно, сложнее. В математи-

ческом отношении задача нахождения  $T(x)$  из приведенной системы интегральных уравнений принадлежат к обратным и некорректно поставленным задачам. Как и в случае других обратных задач, она решается. Из уравнений видно, что требуется высокая точность измерений.

Рассмотрим еще один аспект — принципиальную возможность нахождения распределения теплоемкости  $c(x)$  среды по глубине, что важно для многих прикладных задачах.

Для этого необходимо определить  $\mu(x, \omega)$  и  $T(x)$  на некоторой частоте, а затем облучить среду через приемные антенны (или антенну) импульсом радиоизлучения на глубине  $x$  на той же частоте и, пока тепло не диссипировалось, сразу же провести корреляционные измерения. По соответствующим алгоритмам можно получить распределение теплоемкости по глубине или с промежуточным восстановлением распределений  $T(x)$  или же непосредственно по величине корреляционных сигналов до и после облучения.

Знание распределений  $\mu(x, \omega)$ ,  $T(x)$  и  $c(x)$ , в частности, важно для гипертермии новообразований, поскольку позволит более детально планировать и контролировать воздействие.

В работе [11] говорилось, что модифицированный корреляционный метод также применим к определению  $T(x)$  по собственному тепловому ультразвуковому излучению среды. Длина волны в случае ультразвука существенно меньше по сравнению с длиной волны в радиотермометрии. Поэтому, при акустотермометрии существует возможность избежать тех противоречий в постановке задач, о которых упоминалось выше. Перспективы корреляционного метода определения температурных профилей в акустотермометрии продемонстрированы в работе [12].

Методы корреляционной термометрии (акустической и радио) открывают широкие диагностические возможности при решении многих медицинских задач. Знание сдвигов глубинной температуры тела, кроме диагностики патологий, позволит уточнить особенности функционирования организма при отработке методов и средств терапии, различных стрессовых воздействиях, в спортивной медицине, профессиональном отборе и т.д.

Однако для исследования биологических тканей, в силу их неоднородности по физическим свойствам и геометрии, реализация акустотермометрии возможна в ограниченных участках тела. С этой точки зрения наибольшими перспективами обладает двух-, многочастотный метод. При этом желательно обеспечить многочастотный прием одной антенной.

## Выводы

Термометрия является одним из наиболее информативных методов медицинской диагностики, как отдельных заболеваний так и общего состояния организма. Особое место занимают неинвазивные методы термометрии.

Наибольшими перспективами для измерения глубинных температур имеют методы радиометрии и акустометрии, каждый из которых имеет свои достоинства и ограничения. Наибольшими перспективами обладает двух- или многочастотный радиометрический метод.

Практическое внедрение методов радиотермометрии возможно при решении ряда теоретических и технических задач: определение теплофизических показателей биологических тканей в области измерения; корректное решение обратной задачи нахождения  $T(x)$  по интенсивности регистрируемого излучения; создание адаптированных к живой материи антенн-аппликаторов, работающих на нескольких (как минимум двух) длинах волн; разработка методики калибровки двухчастотных радиотермометров.

**Список литературы:** 1. *Лабораторные и инструментальные исследования в диагностике:* Справочник / Под ред. В.Н. Титова: Пер с англ. — М.: РЭОТАР — МЕД, 2004. — 960 с. 2. *Федосенко Т.С.* Функциональное тепловидение и радиотермометрия в диагностике радикулопатий у больных с остеохондрозом поясничного отдела позвоночника: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. — Н. Новгород, 1993. — 22 с. 3. *Гайкович К.П., Сумин М.И., Троицкий Р.В.* Определение глубинного профиля температуры методом многочастотной радиотермометрии в медицинских приложениях. Известия ВУЗов. — Сер. Радиопизика. — 1988. — Т. XXI, № 9 — С. 1104-1112. 4. *Троицкий В.С., Рахлин В.Л.* Нулевой медицинский

радиотермометр на волну 30 сантиметров (радиометр с автоматически регулируемым подшумливанием антенны // Известия ВУЗов. – Сер. Радиофизика. – 1987. – Т. XXX, № 11. – С. 1397-1399. 5. Гуляев Ю. В., Годик Э. Э., Дементьев В. В. Радиотепловое динамическое картирование биологических объектов // Достиж. АН СССР. – 1988. – Т. 229, №5 – С. 1259-1262. 6. Труханов К. А. Измерение глубинной температуры методом радиотермометрии при моделировании воздействия некоторых экстремальных факторов на организм человека // Сб. док. 2-й Междунар. конф. «Радиоэлектроника в медицинской диагностике: оценка функций и состояния организма». – Москва, 23-26.09.2001. – С. 78-80. 7. Leroy Y., Chive M., Mamouni A. et. Al. Microwave thermometry (MWT). A new method providing the temperature in the living tissues Thermographic Diagnosis. 1983. – № 3. – P. 19-21. 8. Труханов К. А. О нахождении распределения температуры по глубине и некоторых других характеристик биологических сред по их собственному тепловому излучению // Мат. III-й Междунар. науч.-техн. конф. «Физика и радиоэлектроника в медицине и биотехнологии» ФРЭМБ'98. – Владимир, 17-19.06.1998. – С. 189-191. 9. Труханов К. А. Модифицированный корреляционный метод биологической радиометрии // Док. 3-ей Междунар. конф. «Радиоэлектроника в медицинской диагностике». – Москва, 29.09-01.10.2005. – С. 42-43. 10. Trukhanov K.A., Trukhanov K.A., Lugansky L.B. Artificial geomagnetic field on manned spacecrafts / Abstracts of 4-th Int. Workshop on Space Rad. Res. and 17-th Annual NASA Space Rad. Health Inv. Workshop. – Moscow-St. Petersburg, 05-9.06. 2006. – P. 131-132. 11. Труханов К. А. Модифицированный корреляционный метод биологической радиометрии // Док. 3-й Междунар. конф. «Радиоэлектроника в медицинской диагностике». – Москва, 29.09-01.10.1999. – С. 42-43. 12. Холодилов Н. Н. О погрешности контактных измерений температуры поглощающей средой, вызванной отражением // Сб. тр. Всесоюз. конф. (Звенигород-84). – М., 1985. – С. 15-19.

*Харьковский национальный  
университет радиоэлектроники*

*Поступила в редколлегию 08.02.2011*