

УДК 621.385.6

Е.В. Семеновская, В.И. Тимофеев, канд.техн.наук

СВЧ МЕТОДЫ ИЗМЕРЕНИЯ ТЕМПЕРАТУРНЫХ ПОЛЕЙ

Рассмотрены методы измерений и математические модели температурных полей поверхности биоткани.

The measurement methods and mathematical models for biotissue surface temperature fields are considered.

Постановка задачи измерений

Из множества методов измерения температуры поверхности тел в биомедицинских исследованиях наибольший интерес представляют неконтактные методы. Поскольку в этом случае измерениям подвергаются поверхности живых тканей, то перспективными представляются радиометрические методы измерения.

Актуальным, например, для целей криохирургии является вопрос о распределении температур в области криовоздействия. Необходимость адекватных измерений температуры поверхности тканей при криооперациях связана еще и с тем, что скорость вымораживания тканей достаточно высока и критичным является время и площадь поверхности замораживания для своевременной реакции хирурга. Полезным является также знание распределения температуры в объеме замораживаемой ткани.

Таким образом, задача заключается в разработке методики измерений температуры поверхности и моделировании по результатам измерений распределения температур по глубине ткани.

Применение глубокого охлаждения биологических тканей в целях их разрушения известно давно, о чем свидетельствуют, например, результаты работы [1]. Однако массовое применение криохирургического метода ограничено рядом причин.

Одним из наиболее существенных факторов, влияющих на развитие криохирургии – состояние и технический уровень криохирургической аппаратуры, в частности, аппаратуры контроля параметров при операции и их обработка.

Основным требованием, предъявляемым к криохирургической технике, является высокая скорость замораживания патологически измененной ткани. Это значит, что существует такая критическая температура, после достижения которой клетка погибает. Основную роль в механизме криодиструкции играет скорость, с которой ткань охлаждается до этой температуры. Для разных органов и тканей критическая температура и критическая скорость различны. Основную роль в эффективности действия криоаппарата играет реальная температура рабочей поверхности криоинструмента и аппликатора, контактирующего с замораживаемым объектом.

Указанные теплофизические условия обеспечиваются конструктивными особенностями криоаппарата и обязательным применением в качестве криоагента жидкого азота, температура кипения которого -196°C . Жидкий азот должен поступать непосредственно во внутреннюю полость аппликатора, так как только при этом условии возможно достижение температуры криовоздействия -170°C и ниже.

Следующим требованием – стабильность и повторяемость параметров криовоздействия, обеспечение и измерение с высокой точностью заданной рабочей температуры криовоздействия. Это позволит

врачу, задавая температурно-временные параметры, прогнозировать величину зоны крионекроза, что особенно важно при проведении криодиструкции без визуального контроля. Известна математическая модель процесса замораживания биологической ткани путем решения теплофизических уравнений задачи Стефана [1], что позволило с высокой точностью задавать объем крионекроза любого органа.

Микроволновая радиометрия используется для обнаружения температурных нарушений внутри тела (человека), а также для неинвазивного оценивания распределение температуры в биологических тканях. Разработано большое количество высокотемпературных систем включающих микроволновые радиометры [2].

Физические принципы микроволновой радиометрии

Любое тело самопроизвольно излучает электромагнитное излучение теплового источника. В микроволновой области, мощность тепловых шумов излучаемых разогретым телом прямо пропорциональна температуре и может быть рассчитана интегрированием спектральной плотности $B(f)$.

Если $T > 10K$, на частоте f и для ширины полосы частот $1Гц$, $B(f)$ выражается отношением Раилефа-Джонса:

$$B(f) = \frac{2 \cdot f^2 \cdot k_b \cdot T}{c^2} \approx A \cdot T$$

где k_b – постоянная Больцмана ($1,38 \cdot 10^{-23} Дж \cdot K^{-1}$);

c – скорость света ($3 \cdot 10^8 м/с$);

T – абсолютная температура разогретого тела ($^{\circ}K$).

Таким образом, измеряя электромагнитную мощность излучаемую в заданной полосе частот можно определить температуру разогретого тела. Эти измерения производятся радиометрическими системами, использующими в качестве электромагнитного поглотителя мощности антенну, работающую в микроволновом диапазоне частот.

Принцип работы идеального радиометра с двумя смещениями по температуре

Структура идеального радиометра представлена на рис.1. Он содержит два опорных источника с коаксиальными нагрузками сопротивлением $50 Ом$, нагретыми, соответственно, до температуры T_{r1} и T_{r2} . Микроволновой переключатель позволяет выбирать одну из этих двух внутренних температурных смещений.

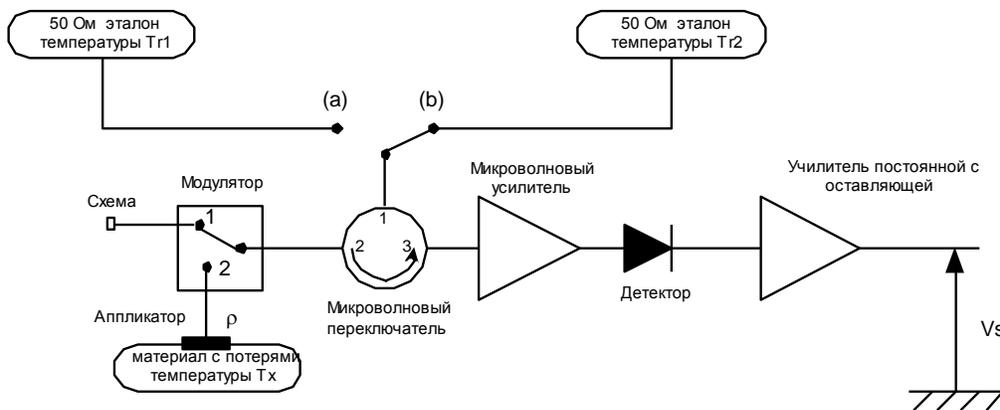


Рис.1. Структура радиометра с двумя внутренними базисными температурами.

Когда переключатель находится в состоянии «а», то постоянное напряжение на выходе усилителя имеет вид:

1) модулятор в положении 1:

$$V_{11} = G \cdot k_b \cdot \Delta f \cdot T_{r1}$$

2) модулятор в положении 2:

$$V_{12} = G \cdot k_b \cdot \Delta f \cdot [(1 - \rho) \cdot T_x + \rho \cdot T_{r1}]$$

Когда переключатель в положении «b»:

1) модулятор в положении 1:

$$V_{21} = G \cdot k_b \cdot \Delta f \cdot T_{r2}$$

2) модулятор в положении 2:

$$V_{22} = G \cdot k_b \cdot \Delta f \cdot [(1 - \rho) \cdot T_x + \rho \cdot T_{r2}].$$

Из этих соотношений определяются коэффициент отражения ρ и выражение для температуры T_x :

$$\rho = \frac{V_{12} - V_{22}}{V_{11} - V_{21}}; \quad T_x = \frac{(V_{11} - V_{12}) \cdot T_{r2} - (V_{21} - V_{22}) \cdot T_{r1}}{V_{11} - V_{12} - V_{21} + V_{22}}.$$

Рассчитанное значение температуры T_x не зависит от коэффициента усиления усилителя G и коэффициента отражения ρ . Коэффициент отражения и чувствительность радиометра имеют следующий вид:

$$\Delta \rho = \Delta T \cdot \left[\frac{(1 + \rho)}{T_{r2} - T_{r1}} \right];$$

$$\Delta T_x = \Delta T \cdot \frac{|T_{r1} - T_x| - |T_{r2} - T_x|}{(1 - \rho) \cdot (T_{r2} - T_{r1})}$$

$\Delta T = \sqrt{2} \cdot \left([T + T_B] / \sqrt{\Delta f \cdot \tau} \right)$ – чувствительность радиометра, где T_B и τ – схемная шумовая температура и постоянная времени синхронного детектирования.

Первым преимуществом радиометра с двумя внутренними опорными температурами является то, что настройку радиометра можно производить очень быстро (только за 1 минуту), используя два источника настройки. Другим преимуществом является

то, что измерения радиометра не зависят от коэффициента отражения на границе раздела аппликатор-охлаждаемое тело. Расчеты радиометрических сигналов позволяют неинвазивно и с высокой точностью определять температурную карту исследуемого объекта.

Моделирование тепловых процессов и полей

Распределение тепла для объекта с потерями можно получить из биотеплового уравнения [3], в котором учтены различные механизмы теплового обмена:

$$\rho \cdot C_p \cdot \frac{\partial T}{\partial t} = K \cdot \nabla^2 T + \rho \cdot UKП - b(T - T_b) \quad (1)$$

с граничным условием

$$K \cdot \frac{\partial T}{\partial n} = -h \cdot (T - T_b) \quad (2)$$

где $T = T(x, y, z, t)$ – температура ($^{\circ}C$) в момент времени t ;

C_p – удельная теплоемкость ($Дж/кг \cdot ^{\circ}C$);

K – удельная теплопроводность ($Вт/м \cdot ^{\circ}C$);

b – константа ($Вт/м^3 \cdot ^{\circ}C$);

T_b – температура разогретого тела ($^{\circ}C$);

T_a – температура окружающей среды ($^{\circ}C$);

h – конвекционный коэффициент передачи тепла ($Вт/м^2 \cdot ^{\circ}C$);

$UKП$ – удельный коэффициент поглощения тепла ($Вт/м^2 \cdot ^{\circ}C$).

Для упрощения решения биотеплового уравнения, параметрам C_p , K и b присваивают постоянные значения внутри каждой ткани. Для получения конечно-разностного представления биотеплового уравнения, рассматриваемое тело разбивалось на кубические ячейки размером δ . Форма дискретизации непрерывной функции

пространства и времени $F(x, y, z, t)$ на m -м временном шаге представляется в следующем виде $F^m(i, j, k) = F(i\delta x, j\delta y, k\delta z, m\delta t)$, где δ – размер ячейки в конечно-разностном представлении ($\delta = \delta x = \delta y = \delta z$), и δt – временной шаг. Таким образом, учитывая (1) и (2), конечно-разностное представление биотеплового уравнения будет иметь следующий вид:

$$T^m(i, j, k) = T^m(i, j, k) + \frac{\delta t}{C_p(i, j, k)} \cdot УКП(i, j, k) - \frac{\delta t}{\rho(i, j, k) \cdot C_p(i, j, k)} \cdot b(i, j, k) \cdot [T^m(i, j, k) - T_b] + \frac{\delta t \cdot K(i, j, k)}{\rho(i, j, k) \cdot C_p(i, j, k)} \cdot [T^m(i+1, j, k) + T^m(i, j+1, k) + T^m(i, j, k+1) + T^m(i-1, j, k) + T^m(i, j-1, k) + T^m(i, j, k-1)] + 6 \cdot T^m(i, j, k) \quad (3)$$

$$T^m(i_{\min}, j, k) = \frac{KT(i_{\min}, j, k)}{K + h\delta} + \frac{T_a \cdot h\delta}{K + h\delta} \quad (4)$$

Конечно-разностная аппроксимация в (2) описана только вдоль x -координаты. Подобные аппроксимации можно получить и вдоль координат y и z . Для достижения численной устойчивости δt должно удовлетворять условию:

$$\delta t \leq \frac{2\rho C_p \delta^2}{12K + b\delta^2},$$

которое было получено из условия Ван Ньюмена [4].

При выборе метода интегрирования уравнений (1) – (4) одним из основных критериев является его высокая скорость сходимости, так как картина тепловых полей на поверхности тела изменяется с достаточно высокой скоростью.

Выводы

Рассмотрены основные экспериментальные и теоретические подходы к решению задачи измерения тепловых полей.

Показано, что выбор математических моделей и описание тепловых процессов определяется как методиками проведения криоопераций, так и методами измерения температурных полей.

Литература

1. С.А. Шалимов, А.А. Литвиненко, Я.В. Жарков, “Концепция создания высокоэффективной универсальной криохирургической аппаратуры”, Клиническая хирургия. – 1996. – №5.
2. Luc Dubois, Jean-Pierre Sozanski, Virginie Tessier, Jean-Christophe Smart, Jean-Jacques Fabre, Joseph Pribetich, “Temperature control and thermal dosimetry by microwave radiometry in hyperthermia” IEEE Transactions on Microwave Theory and Technique, vol. 44, no 10, pp.1755–1761, October 1996.
3. Jianqing Wang, Osamu Fujiwara “FDTD computation of Temperature rise in the human head for portable telephones”, IEEE Transactions on Microwave Theory and Technique, vol. 47, no 8, pp.1528–1534, August 1999.
4. Palo Bernardy, Marta Cavagnaro, Stefano Pisa, Emanuele Piuze “SAR Distribution and temperature increase in an anatomical model of the human eye exposed to the field radiated by the user antenna in a wireless LAN” IEEE Transactions on Microwave Theory and Technique, vol. 46, no 12, pp.1998–2082, December 1998.