

С.В. Михеев

СРЕДСТВО МЕТРОЛОГИЧЕСКОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ МЕДИЦИНСКОЙ ТЕХНОЛОГИИ ДИАГНОСТИЧЕСКОЙ КОНТАКТНОЙ ТЕРМОГРАФИИ

Аннотация

В статье рассмотрены основные аспекты создания специализированного метрологического оборудования – стенда-имитатора патологий, предназначенного для калибровки, периодического контроля и технической поддержки прецизионных измерителей температуры поверхности кожи и ее градиентов, работающих по новой медицинской технологии диагностической контактной термографии с применением диаграфа объемного теплового.

Одними из основных условий успешного внедрения современных медицинских инновационных технологий в медицинскую практику являются:

- наличие соответствующего медицинского оборудования, обеспечивающего реализацию технологии;
- наличие подготовленного, квалифицированного медицинского и технического персонала;
- наличие технических средств, обеспечивающих проверку правильности функционирования медицинского оборудования, и обучение медицинского и технического персонала лечебно-профилактических учреждений приемам и правилам работы на нем.

Это особенно актуально для медицинского оборудования с наличием измерительных функций, так как для его поверки, калибровки и настройки, обеспечения повторяемости и сравнимости полученных с его помощью результатов проведенных измерений требуется соответствующее метрологическое обеспечение, т. е. разработка и создание необходимых методов и технических средств для обеспечения единства проводимых измерений (стендов, приборов, измерительных и калибровочных комплексов, имитаторов, фантомов, устройств и пр.).

В статье рассматривается один из создаваемых специализированных стендов-имитаторов патологий, скрытых в толще массы, имитирующей свойства основной мышечной ткани организма человека, как средство метрологического обеспечения для технологии диагностической контактной термографии (ДКТ) [1] с применением диаграфа объемного теплового (ДОТ) [2]. Принцип работы ДОТ подробно описан в [3]-[5].

Целями разработки стенда-имитатора патологий являются:

- практическая проверка принципиальной работоспособности серийно выпускаемых приборов ДОТ;
- оценка стабильности работы прибора ДОТ в температурном диапазоне, соответствующем температуре кожного покрова тела человека в условиях малых градиентов температуры, обусловленных наличием скрытого в теле человека на глубине 50 мм имитатора очага 1-го рода (температура очага размером до 10 мм ниже тем-

пературы окружающей его массы, что обусловлено ухудшенным тепловыделением в его объеме) или имитатора очага 2-го рода (очаг размером до 10 мм с температурой, превышающей температуру окружающей его массы до +3 °С), имитирующих соответствующие патологические очаги в теле человека;

- оценка повторяемости и сравнимости результатов проведенных с его помощью замеров в указанном температурном диапазоне;
- обучение операторов приемам и методам практической работы с ДОТ.

В конструкции стенда-имитатора использован массив древесины дуба в виде прямоугольника, размеры которого позволяют проводить одномерные измерения, по размерности близкие к соответствующим измерениям на теле человека. Выбор древесины дуба для имитации мышечной ткани организма человека обусловлен ее соответствием по своим теплофизическим свойствам мышечной массе теплокровного биообъекта, что подтверждено экспериментальными исследованиями. Теплопроводность массива дуба составляет 0,29 Вт/м·град, теплопроводность ткани печени – 0,294 Вт/м·град, теплопроводность мышечной ткани равна 0,25 Вт/м·град, плотность древесины дуба составляет 850 кг/м³ [6], [7]. В целях полной имитации температуры мышечной ткани осуществляется термостатирование массива древесины стенда-имитатора до значения 37 °С, что соответствует нормальной температуре тела человека. Для контроля теплового состояния массива древесины дуба непосредственно под исследуемой поверхностью, симметрично вдоль линии исследования, вблизи торцов установлены прецизионные датчики температуры на базе термисторов В57861 - S 303 - F40, с погрешностью измерения не более 1 %.

Калибровочная кривая соответствия сопротивления термистора измеряемой температуре приведена на *рис. 1*.

Приведенной на *рисунке* кривой соответствует эмпирическое соотношение

$$T = \frac{10^3}{1,35R + 8,985},$$

где T – температура в градусах Цельсия; R – сопротивление термистора в килоомах. Соотношение получено методом наименьших квадратов по экспериментальной калибровочной кривой.

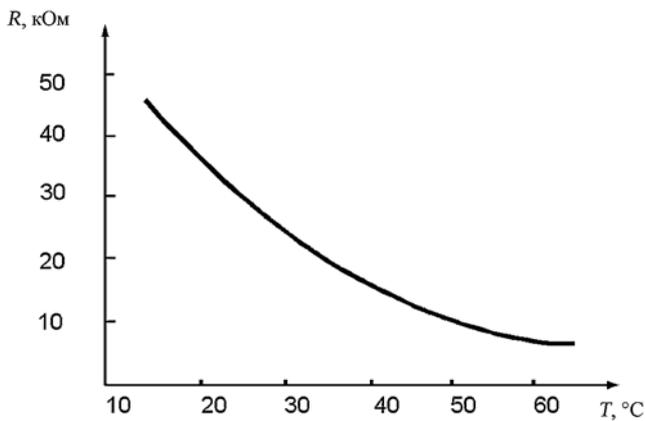


Рис. 1. Калибровочная кривая термистора B57861 - S 303 - F40

Конструктивная схема испытательного стенда-имитатора показана на рис. 2. Исследования распределения температуры, необходимые для оценки имеющейся под поверхностью «патологии», проводятся на поверхности из тонкого слоя кожи 7, приклеенной к поверхности массива дуба 2 в указанных точках M1...M7, что имитирует методику практического диагностирования с использованием ДОТ. Во избежание методической погрешности измерения из-за градиентов температуры, возникающих вследствие влияния форм-фактора, исследования на имитаторе проводят в одномерном режиме вдоль главной его оси в семи местах, что соответствует полному вертикальному ходу при обследовании прибором ДОТ в режиме томографа. В центральной части дубового бруска на глубине 50 мм под поверхностью имеется сквозное отверстие 6 диаметром 10 мм, предназначенное для имитации патологических очагов двух родов:

- 1-го рода – плохо теплопроводящий очаг (имитатор нарушения метаболизма путем ухудшения кровотока (например внутренняя гематома);
- 2-го рода – тепловыделяющий очаг (имитатор повышенного уровня метаболизма (например узловой рак в начальной стадии, воспалительный очаг).

Глубина залегания имитатора очага выбирается из того необходимого условия, что она много больше его характерного размера. Для имитации очага 1-го рода используется замкнутое воздушное пространство отверстия 6, что достигается заглушением его с обеих сторон имитатора. Для имитации очага 2-го рода в отверстие 6 вставляется источник избыточной температуры в виде цилиндра, в который вставлен контролируемый источник тепла.

Температура в последнем случае контролируется по показаниям термистора, установленного в металлическую пробку, заглушающую отверстие одной из сторон имитатора.

Для организации теплового потока в направлении поверхности, где производятся измерения, в нижней части имитатора размещен нагревательный элемент, над которым, в свою очередь, помещена алюминиевая пластина 5 для выравнивания температурного поля в основании имитатора. Для создания одномерности теплового потока в нужном направлении имитатор теплоизолирован снизу 1 и по бокам 3 за исключением верхней стороны, организующей тепловой отток за счет естественной воздушной конвекции, аналогичной тому, что имеет место при обследовании живого биообъекта.

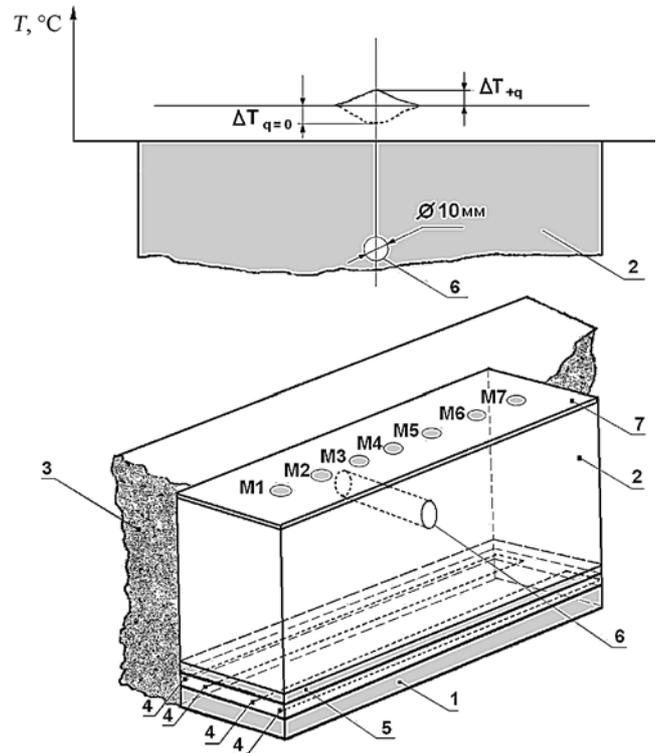


Рис. 2. Испытательный стенд-имитатор патологий и вид распределения температуры над скрытым дефектом: 1 – теплоизолятор; 2 – массив из древесины дуба; 3 – теплоизолятор; 4 – выходы термозлемента; 5 – алюминиевая пластина; 6 – отверстие; M1...M7 – места измерения температуры прибором ДОТ; 7 – кожа

Анализ температурного поля для патологии 1-го рода подробно рассмотрен в [8]. Поэтому ниже рассматривается анализ величины положительного градиента, возникающего при диагностировании скрытого толщей материала тепловыделяющего очага при условии малости его размера по сравнению с глубиной его нахождения.

Введем $\delta T(\vec{r}, t) \equiv T(\vec{r}, t) - T_0$, где $T(\vec{r}, t)$ – температура среды в точке \vec{r} в момент времени t , а T_0 – средняя температура по среде. С учетом кровотока в организме тепловой поток можно (приблизительно) представить в виде

$$\vec{j}(\vec{r}, t) = \zeta(\vec{r}) \nabla \delta T(\vec{r}, t) + \rho_b c_b \vec{V}(\vec{r}, t) \delta T(\vec{r}, t), \quad (1)$$

где $\zeta(\vec{r})$ – коэффициент теплопроводности; ρ_b и c_b – плотность и удельная теплоемкость крови (blood); $\vec{V}(\vec{r}, t)$ – ее скорость. Запишем уравнение теплопроводности

$$\text{div} \vec{j}(\vec{r}, t) + \rho_c c_c \frac{\partial T(\vec{r}, t)}{\partial t} = q(\vec{r}, t), \quad (2)$$

где ρ_c и c_c – плотность и удельная теплоемкость среды; $q(\vec{r}, t)$ – тепловыделение в точке \vec{r} в момент времени t .

Рассмотрим стационарный случай. Представим $\zeta(\vec{r})$ в виде $\zeta(\vec{r}) = \bar{\zeta} + \delta\zeta(\vec{r})$, где $\bar{\zeta}$ – средняя теплопроводность, а $\delta\zeta(\vec{r}) = \zeta(\vec{r}) - \bar{\zeta}$. Тогда выражение (2) можно переписать в виде

$$\bar{\zeta} \Delta T(\vec{r}) + S(\vec{r}) = q(\vec{r}), \quad (3)$$

где $S(\vec{r}) = \text{div}(\delta\zeta \nabla T(\vec{r})) + \rho_b c_b \text{div}(\vec{V}(\vec{r}) \delta T(\vec{r}))$. Формально решение выражения (3) может быть представлено в виде

$$\delta T(\vec{r}) \approx \int G(\vec{r}, \vec{r}') (q(\vec{r}') - S(\vec{r}')) d\vec{r}', \quad (4)$$

где $G(\vec{r}, \vec{r}')$ – функция Грина уравнения $\bar{\zeta} \Delta \delta T(\vec{r}) = 0$, которая для безграничной среды имеет вид

$$G(\vec{r}, \vec{r}') = \frac{1}{4\pi \bar{\zeta} |r_n^2 + r_0^2|^{1/2}}.$$

Предположим, что характерные размеры области, в которой $q(\vec{r})$ и $S(\vec{r})$, существенно отличны от нуля и гораздо меньше, чем расстояние от тепловыделяющего объекта до поверхности, на которой производится измерение температуры. Тогда мы можем записать:

$$\begin{aligned} \delta T(r_n) &\approx \frac{1}{4\pi \bar{\zeta} |r_n^2 + r_0^2|^{1/2}} \int (q(\vec{r}) - S(\vec{r})) d\vec{r} \equiv \\ &\equiv \frac{\Theta}{4\pi \bar{\zeta} |r_n^2 + r_0^2|^{1/2}}, \end{aligned} \quad (5)$$

где r_n – расстояние от точки максимума температуры на поверхности (для простоты считаем, что поверхность плоская) до точки измерения. Выражение (5) справедливо (как оценка) и для размера области, в которой разность $(q(\vec{r}) - S(\vec{r}))$ существенно отлична от нуля и близка к r_0 .

Поскольку $\Theta/(4\pi \bar{\zeta})$ есть та величина, которой можно характеризовать тепловыделяющий объект, то если взять $\delta T(\vec{r}_0'')$ на поверхности кожи (r_0'' – радиус-вектор, задающий точку на поверхности, центр системы координат помещен в точку максимума температуры), из условия минимума выражения

$$R = \int \left\{ \delta T(\vec{r}_0'') - \frac{\Theta}{4\pi \bar{\zeta} |r_0''^2 + r_0^2|^{1/2}} \right\}^2 d\vec{r}_0'' \quad (6)$$

можно определить оптимальные $\Theta/(4\pi \bar{\zeta})$ и r_0 .

Если ввести $\delta T_m = T_m - T_0$, где T_m – максимальная температура в области тепловыделения, то $\Theta/(4\pi \bar{\zeta})$ можно представить в виде

$$\frac{\Theta}{4\pi \bar{\zeta}} = \beta \delta T_m, \quad (7)$$

где β – коэффициент пропорциональности. В свою очередь, зафиксировав β , можно задать $\delta T_m'$ из условия

$$\delta T_m' = \frac{1}{\beta} \frac{\Theta}{4\pi \bar{\zeta}},$$

где $\Theta/(4\pi \bar{\zeta})$ определяется из условия минимума R ($\delta T_m'$ отличается при этом от истинного значения величины δT_m). В качестве оценки можно записать:

$$\delta T_m' \approx \delta T_1 \frac{r_0}{r_c}, \quad (8)$$

где δT_1 – значение δT на поверхности в точке максимума, а r_c – характерные размеры тепловыделяющего объекта. Величина $\delta T_m'$ является той характеристикой объекта, которая может быть использована для его тестирования. (Она несколько более удобна, чем $\Theta/(4\pi \bar{\zeta})$, поскольку имеет простой наглядный смысл – определяет, хотя и приближенно, температуру в тепловыделяющем объекте.)

Рассмотрим в соответствии с выражением (5) величину температурного градиента в стандартных условиях наблюдения патологического очага 2-го рода. В соответствии с установленными в термографической практике данными тепловыделяющий онкологический очаг в среднем характеризуется величиной избыточной по сравнению с окружающей тканью температуры 3°C [9]. Для создания температурного перепада величиной ΔT мощность источника q должна соответствовать условию

$$\Delta T \approx \frac{q\beta a}{\zeta}, \quad (9)$$

где $\beta = a/\zeta$, а a – коэффициент конвективного теплообмена. Для комнатных условий при естественном конвективном теплообмене на верхней грани имитатора, a составляет по порядку $5 \text{ Вт/м}^2 \text{ град}$, поэтому, подставляя известные данные, получаем $q \approx 1 \text{ Вт}$.

Температурный режим работы имитатора задается созданием стационарной приповерхностной температуры, аналогичной той, которая характерна для человека с неактивно влияющим на его общую температуру патологическим очагом 2-го рода, т. е. величиной 37°C , и наличием очага под поверхностью имитатора на глубине, много большей, чем размер очага 1-го или 2-го рода. Для очага 1-го рода очаг представляет собой заглушенную на гранях полость, в которой отсутствует тепловыделение (в сравнении с окружающим массивом), для очага 2-го рода очаг представляет собой источник избыточной температуры, удовлетворяющий критерию (9) и состоящий из алюминиевого цилиндра с вставленным туда нагревающим элементом. Контроль температур под поверхностью, где производится «обсле-

дование», а также температуры очага 2-го рода, как указывалось выше, осуществляется с помощью прецизионных термисторов В57861 - S 303 - F40.

Нагрев массива древесины до поддержания термостатом уровня рабочей стационарной температуры обусловлен временем, по меньшей мере равным двойному значению постоянной времени в условиях конвективного теплообмена с окружающей средой через верхнюю грань. Поскольку рабочая температура T_p на диагностируемой поверхности равна 37°C , она удовлетворяет критерию

$$T_p \approx T_0, \quad (10)$$

где T_0 – температура окружающей среды в кельвинах, в качестве уровня конвективного теплообмена a принимаем указанное выше значение. Поскольку постоянная времени стенда-имитатора определяется соотношением

$$\tau = cm / Fa, \quad (11)$$

где c – теплоемкость массива ($c = 837$ Дж/кг); m – масса имитатора ($m = 0,6$ кг); F – поверхность теплообмена ($F = 0,008$ м²); постоянная времени имитатора составляет $t = 12555$ с, или 3,48 ч. Поэтому для выхода в стационарное состояние имитатору требуется время порядка 7 ч. Это хорошо видно из графика рис. 3, описывающего подъем температуры в приповерхностном слое имитатора от времени.

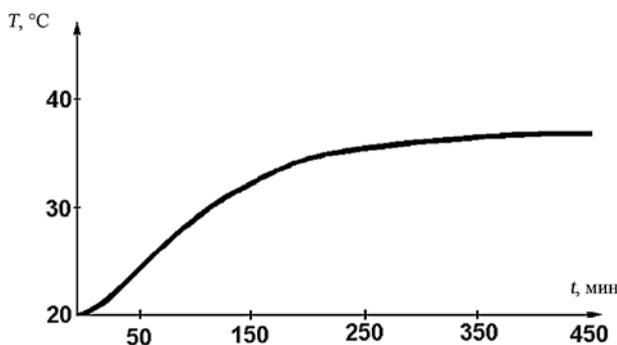
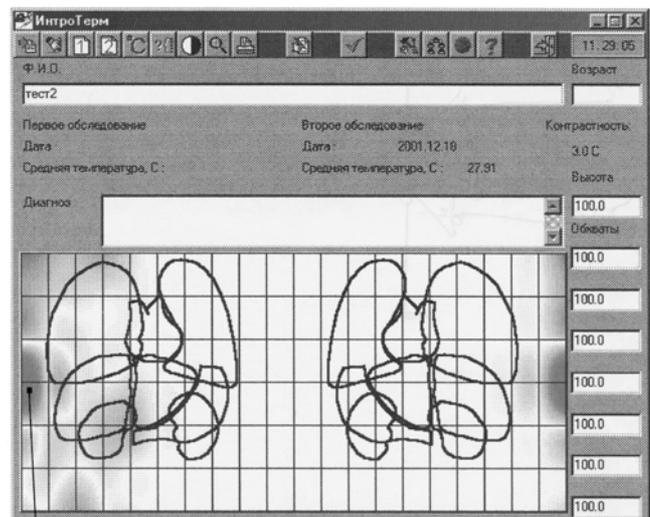


Рис. 3. Экспериментальная кривая хода нагрева имитатора во времени

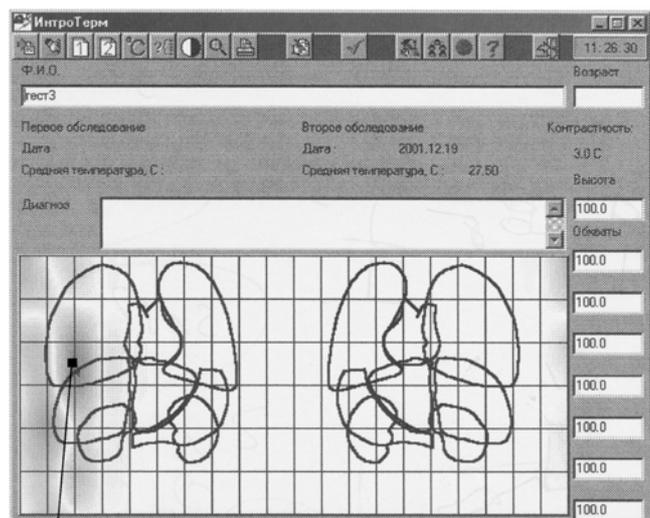
Процедура проверки работоспособности ДОТ в указанном в его характеристиках температурном диапазоне с требуемой относительно температурной точностью и повторяемостью этих результатов при оценке скрытых патологий 1-го и 2-го рода на стенде-имитаторе патологий заключается в проведении цикла выхода имитатора в рабочий температурный режим при условии введения очага 1-го рода. При этом контролируется температура в приповерхностном слое до соблюдения условия появления стационарного значения и в соблюдении этого же условия и контроле заданного температурного перепада для имитатора патологического очага 2-го рода. После выведения имитатора в рабочий режим на его поверхности троекратно проводят измерение температуры (диагностирование) последовательно во всех 7 точках. В памяти ДОТ хранятся

результаты всех измерений, которые передаются на компьютер для обработки штатной программой и визуализации полученных результатов на экране монитора. Результат измерения после выведения на экран монитора наблюдают и регистрируют путем выведения на печать, как это предусмотрено в руководстве по эксплуатации прибора ДОТ. На рис. 4 и 5 приведены формы термограмм, полученных с помощью ДОТ и стенда-имитатора патологий, выведенного в рабочий режим при приповерхностной температуре 37°C для обоих типов патологических очагов. Повторяемость обеих картин наблюдалась при десятикратном повторении процедуры диагностирования в течение 4 ч при двух отдельных циклах работы по каждому виду очага.



Очаг 2-го рода

Рис. 4. Тестовое изображение скрытого очага 2-го рода на стенде-имитаторе патологий



Очаг 1-го рода

Рис. 5. Тестовое изображение скрытого очага 1-го рода на стенде-имитаторе патологий

Заключение

Предложенный стенд-имитатор патологий в организме человека позволяет с достаточной сте-

пенью точности имитировать и фиксировать результаты измерений градиентов температуры человеческого тела при наличии доброкачественной и злокачественной патологий.

Стенд является базой для создания целой серии аналогичного оборудования, позволяющего осуществлять метрологическое обеспечение проведения прецизионных измерений температуры поверхности кожи и ее градиентов в новой медицинской технологии диагностической контактной термографии с использованием прибора ДОТ.

В состав оборудования для метрологического обеспечения медицинской технологии ДКТ может входить и ряд других устройств, как для тренинга оператора вышеуказанного прибора, так и для проверки его функционирования (фантом груди с заложенными в нем имитаторами злокачественной и доброкачественной опухолей, стенд калибровки температурного датчика ДОТ и др.).

Автор выражает глубокую благодарность за методическую помощь и ценные советы при разработке стенда-имитатора патологий в организме человека академику АМТН, кандидату физико-математических наук Л.М. Клюкину.

Список литературы:

1. Разрешение Федеральной службы по надзору в сфере здравоохранения и социального развития № 2010/258 от 01.07.2010 г. на применение новой медицинской технологии «Скрининговая экспресс-диагностика и мониторинг опухолевых новообразований в молочных железах безопасным методом контактной термографии».
2. Регистрационное удостоверение № ФС 022а2004/1113-05 от 28.01.2005 г.

3. Klukin L.M., Namiot V.A. On thermal method of character of inclusions structure rating in semiinfinitely medium volume // Physics Letters A. 2001. Vol. 288. PP. 115-120.
4. Клюкин Л.М., Намиот В.А. О возможности исследования внутренних структур человеческого тела новым высокочувствительным тепловым методом // Международный медицинский журнал. 2001. № 2. С. 170-173.
5. Клюкин Л.М. Скрининг и мониторинг опухолевых новообразований с помощью метода диагностической контактной термографии // Медицинская техника. 2010. № 3. С. 7-12.
6. Уонг Х. Основные формулы и данные по теплообмену для инженеров. – М.: Атомиздат, 1979. С. 199.
7. Таблицы физических величин. – М.: Атомиздат, 1976. С. 164.
8. Клюкин Л.М., Намиот В.А. О возможности обнаружения малого тела в полубесконечном пространстве твердой среды // Письма в ЖТФ. 1980. Т. 10. С. 615-619.
9. Тепловидение в гастроэнтерологии. Атлас термограмм. – Ленинград, 1984. С. 3.

*Сергей Васильевич Михеев,
заведующий отделом
организации проведения экспертизы
и испытаний изделий медицинского назначения,
ФГУ «ВНИИИМТ» Росздравнадзора,
г. Москва,
e-mail: lab14@mail.ru*

М.А. Сидорова, Н.А. Сержантова, Л.А. Филиппова

ДИАГНОСТИКА И ПРОГНОЗИРОВАНИЕ ИСХОДОВ ПЕРИТОНИТА С ПОМОЩЬЮ НЕЙРОСЕТОВОЙ СИСТЕМЫ ИССЛЕДОВАНИЯ ПАРАМЕТРОВ ГЕМОСТАЗА

Аннотация

В статье рассмотрены вопросы разработки нейросетевой системы скринингового исследования параметров гемостаза, предназначенной для диагностики перитонита и прогнозирования исходов данного заболевания. Проведен анализ результатов классификации данных нейронными сетями, дана оценка эффективности работы нейросетевой системы.

Проблема нахождения функциональной зависимости по эмпирическим данным возникает перед многими исследователями в различных отраслях науки. Данная проблема обычно решается с помощью методов интерполяции или экстраполяции. Применяются различные статистические методы, в большинстве случаев сводящиеся к построению линейных регрессионных уравнений. Однако встречаются ситуации, когда найти зависимости с помощью такого подхода невозможно. В таких случаях применяются «интеллектуальные методы», такие как экспертные системы, нейронные сети, генетические алгоритмы и т. д. С помощью методов и алгоритмов интеллектуальной поддержки принятия решений решаются задачи сжатия массивов

эмпирической информации, прогнозирования, классификации, диагностики и т. д. Указанные выше методы находят свое применение и в медицине. Хотя в большинстве случаев в медицине традиционно применяется статистический анализ.

Анализ применения компьютерных технологий в медицинских учреждениях показывает, что в основном они внедряются в областях, связанных с обработкой документации, хранением и передачей данных, а также для статистического анализа. При этом некоторые важнейшие участки лечебно-диагностического процесса, такие как диагностика заболеваний, не используют возможности ЭВМ в полной мере. Во многом этому препятствуют особенности медико-биологической информации и