



DOI: <http://dx.doi.org/10.15688/jvolsu1.2015.6.3>

УДК 004.89

ББК 55.6

ПРОБЛЕМЫ ИЗМЕРЕНИЯ И МОДЕЛИРОВАНИЯ ТЕПЛОВЫХ И РАДИАЦИОННЫХ ПОЛЕЙ В БИОТКАНЯХ: АНАЛИЗ ДАННЫХ МИКРОВОЛНОВОЙ ТЕРМОМЕТРИИ¹

Александр Георгиевич Лосев

Доктор физико-математических наук, профессор кафедры математического анализа и теории функций, Волгоградский государственный университет
alexander.losev@volsu.ru, matf@volsu.ru
просп. Университетский, 100, 400062 г. Волгоград, Российская Федерация

Александр Валентинович Хоперсков

Доктор физико-математических наук, профессор кафедры информационных систем и компьютерного моделирования, Волгоградский государственный университет
khoperskov@volsu.ru, infomod@volsu.ru
просп. Университетский, 100, 400062 г. Волгоград, Российская Федерация

Александр Сергеевич Астахов

Аспирант кафедры информационных систем и компьютерного моделирования, Волгоградский государственный университет
a.s.astahov@volsu.ru, infomod@volsu.ru
просп. Университетский, 100, 400062 г. Волгоград, Российская Федерация

Хеди Мовладовна Сулейманова

Аспирант кафедры математического анализа и теории функций, Волгоградский государственный университет
hedi.medi@mail.ru, matf@volsu.ru
просп. Университетский, 100, 400062 г. Волгоград, Российская Федерация

Аннотация. Отсутствие достаточно полного качественного и количественного описания поведения температурных полей в различных органах человека, как при наличии патологических процессов, так и при их отсутствии, существенно затрудняет разработку действенных методик медицинской диагностики. Представленный в данном обзоре анализ работ посвящен описанию, математическому моделированию и интерпретации данных, получаемых с помощью микроволновой радиотермометрии, и является одним из этапов решения указанной проблемы.

Ключевые слова: микроволновая радиотермометрия, особенности пространственно-временных распределений температуры в биоткани, анализ медицинских данных, маммология, математическое моделирование.

Введение

В настоящее время актуальной проблемой является создание нового поколения медицинской аппаратуры, а также методик функциональной диагностики, основанных на динамическом картировании физических полей и излучений организма человека. Одним из наиболее перспективных способов является микроволновая радиотермометрия — биофизический метод неинвазивного обследования, заключающийся в измерении внутренних и поверхностных температур тканей по интенсивности их теплового излучения, соответственно, в микроволновом (РТМ) и инфракрасном (ИК) диапазонах. На протяжении многих лет одним из важнейших параметров при диагностике различных заболеваний служила и служит температура — весьма значимая характеристика функционального состояния биологических тканей. В подавляющем большинстве случаев пространственное представление о распределении температуры внутри и на поверхности тела помогает определить зону патологического процесса и определить его качественные свойства. Одним из наиболее распространенных и точных способов регистрации температуры кожи является инфракрасная термометрия. Этот диагностический метод совершенно безвреден для человека, поскольку в его основе лежит принцип регистрации температурных полей по собственному излучению объектов. Однако при всех «плюсах» анализ многочисленных исследований показывает, что индивидуальные значения температуры кожи колеблются в широких пределах, и на основании однократных отдельных точечных измерений кожной температуры делать однозначный вывод о состоянии пациента — опрометчиво.

Современные ИК-термометры позволяют достаточно точно измерять величины излучений, испускаемых с ограниченных участков тела человека, и, соответственно, определять температуру последних с точностью до десятых долей градуса. Однако измерение теплового излучения тела человека в ИК-диапазоне дает «истинную» температуру только самого верхнего слоя кожи, толщиной в доли миллиметра. О температуре подлежащих тканей и органов в таком случае можно судить опосредованно и только тогда, когда температурные изменения «проецируются» на кожные покровы. Температура внутренних органов выше температуры кожи, которая в свою очередь весьма изменчива и зависит от комплекса условий. Поэтому в последние годы разрабатываются методы измерения распределения температуры от поверхности вглубь тела, то есть перед исследователями стоит задача восстановления глубинного температурного профиля. Определение именно температуры внутренних тканей и сравнение ее с поверхностной температурой дает возможность наиболее точного диагноза.

Анализ отечественной и зарубежной литературы, посвященной радиотермометрической медицинской аппаратуре, показал, что в настоящее время решены многие принципиальные вопросы технологии создания высокоинформативных приемников теплового электромагнитного излучения применительно к медицинским задачам. Как за рубежом, так и в нашей стране идет интенсивное изучение диагностических возможностей радиотермометрии в различных диапазонах длин волн во всевозможных областях практической медицины. В течение последнего десятилетия данный метод получил широкое распространение в различных областях медицины. Однако, несмотря на то что получаемые данные носят объективный характер, постановка диагноза на их основании

по-прежнему существенно зависит от квалификации, опыта и искусства врача. Невозможность использования медицинского персонала без специальной длительной подготовки значительно снижает потенциальную возможность использования термометрической аппаратуры в скрининге. Приведем в качестве примера проблемы, возникающие при диагностике заболеваний молочных желез. Согласно современным представлениям, для того чтобы своевременно выявлять большинство опухолей, они должны иметь диаметр не более 5–7 мм. Однако, согласно статистическим данным, средний размер впервые выявляемых опухолей значительно больше (1,34 см), а частота выявления опухолей до 1 см в диаметре составляет 10–20 %. Таким образом, традиционно применяемые в настоящее время методы не позволяют выявить опухоль на ранней стадии.

Мировой тенденцией современной маммологии является поиск приемлемых безопасных методов проведения профилактических обследований. При этом наиболее перспективным для повышения эффективности маммологических обследований видится метод микроволновой радиотермометрии. По данным Центра Рентгенодиагностики РФ чувствительность микроволновой радиотермометрии для раков *in-situ* составляет 83 %, при этом в 50 % случаев никаких изменений по данным цветной УЗИ-доплерографии у этих пациентов не наблюдается. Важно отметить, что согласно статистике РТМ-диагностика выявляет также до 80 % всех «невидимых» рентгенонегативных раков. Существенной проблемой является и организация обследования женщин. Недостаточное для проведения профилактических осмотров количество узконаправленных специалистов не позволяет резко увеличить их качество и эффективность. Поэтому для решения данной задачи нужны комплексы, которыми могут пользоваться врачи общей практики. Существующий на данный момент диагностический комплекс РТМ-01-РЭС является системой поддержки принятия решений очень квалифицированного специалиста. С другой стороны, получившее в последнее время широкое использование данного комплекса в различных областях медицины требует создания экспертной системы, обладающей возможностями обоснования предполагаемого диагностического решения, то есть интеллектуального аппаратно-программного диагностического комплекса. Особую сложность в данной проблеме вызывает нахождение высокоинформативных признаков заболеваний. Так как метод микроволновой радиотермометрии находится на начальном этапе развития и применяется в довольно ограниченном числе научно-медицинских центров, количество квалифицированных экспертов крайне мало. В связи с этим традиционные экспертные методы получения диагностических признаков оказываются малоэффективными.

1. Структура и физико-химические свойства биотканей

Многокомпонентность является важнейшей особенностью биоткани. В самом первом приближении следует выделять кожу, железистую ткань и ее тонкую структуру, соединительную ткань, жировую ткань, костно-мышечный блок. Каждая из компонент описывается набором неоднородных параметров (теплопроводность λ , влагосодержание, удельное тепловыделение q , электропроводность, диэлектрическая проницаемость ϵ , теплоемкость c_p и др.).

Укажем на основные физические процессы, определяющие тепловой и радиационный баланс в биотканях:

- перенос тепла за счет молекулярной и конвективной теплопроводности;
- радиационный перенос энергии в инфракрасном диапазоне внутри биотканей;
- тепловое взаимодействие тканей с моделью кровеносной системы, образующей иерархическую структуру (в последовательной системе «питающие артерии — артерио-

лы, капиллярная сеть, венулы — отводящие вены»);

— модель квазиодномерной гемодинамики с учетом ветвления сосудов. Для наиболее мелких капилляров можно использовать модели фильтрации жидкости через пористую среду;

— реология крови, которая относится к неньютоновской жидкости (при повышении температуры возрастает вязкость, которая зависит от градиента скорости). Эффект Фареуса-Линдквиста, указывающий на зависимость вязкости крови от радиуса капиллярной трубки (скорость течения крови в аорте и капиллярах может различаться почти в 1 000 раз);

— феноменологическая модель опухоли (геометрия, удельная теплопродукция и тепловое излучение, коэффициенты переноса);

Математическая модель должна включать вычислительный модуль для расчетов спектра собственного электромагнитного радиоизлучения внутренних тканей в диапазоне сверхвысоких частот ($\sim 10^8 \div 10^9$ Гц). В отличие от традиционных измерений интенсивности излучения с целью определения температуры, спектральные особенности могут дать новую информацию о внутренних процессах в биоткани.

Модель динамики тепла. В основе математической модели лежат трехмерные нестационарные дифференциальные уравнения в частных производных, определяющих динамику тепла и распределение электромагнитного поля [17; 91]. Распределения температуры $T(\vec{r}, t)$ определяются коэффициентом теплопроводности $\kappa(\vec{r})$, источниками тепла, обусловленными метаболическими процессами Q_{met} , кровотоками Q_{bl} , раковыми образованиями Q_{car} , радиационным охлаждением Q_{car} :

$$\rho(\vec{r})c_p(\vec{r})\frac{\partial T}{\partial t}(\vec{r}, t) = \nabla(\kappa(\vec{r})\nabla T(\vec{r}, t)) + Q_{bl}(\vec{r}, t) + Q_{met}(\vec{r}, t) + Q_{car}(\vec{r}, t) - Q_{rad}(\vec{r}, t), \quad (1)$$

где ρ — плотность вещества; c_p — удельная теплоемкость при постоянном давлении;

$\nabla = \left\{ \frac{\partial}{\partial x}, \frac{\partial}{\partial y}, \frac{\partial}{\partial z} \right\}$ — оператор набла.

Интенсивность нагрева из-за кровотоков определяется разностью температуры ткани T и крови T_b , удельной теплоемкостью крови $c_{p,b}$ [45]:

$$Q_{bl} = -\rho\omega_b c_{p,b} \omega_b (T - T_b), \quad (2)$$

где ω_b — интенсивность кровотока в зоне нагрева, типичные значения которой могут лежать в широких пределах $\omega_b = 4 \cdot 10^{-7} - 2 \cdot 10^{-5}$ м³/кг·с.

Отметим, что вопрос о зависимости параметров биоткани (теплопроводность, удельное тепловыделение, вязкость крови и др.) от самих температурных и радиационных полей приводит к нелинейности задачи, и практически не исследовался при расчете динамики температурных полей. В этом случае для основных параметров задачи необходимо принимать $\kappa(\vec{r}; T(\vec{r}, t))$, $q(\vec{r}; T(\vec{r}, t))$, $\nu(\vec{r}; T(\vec{r}, t))$.

Модели радиометра. Как правило, СВЧ-радиометр измеряет тепловое излучение от биологических тканей с помощью антенны в нижнем спектре микроволн (1–5 ГГц). СВЧ-тепловые сигналы на входе радиометра малы, со спектральной плотностью порядка 10^{-11} мВт/МГц, и должны быть усилены и обработаны допускающими незначительные потери малозумными СВЧ-компонентами для получения температуры измеряемой ткани. Нагруженная неизотермической средой (биотканью) СВЧ-антенна измеряет эквивалентную температуру (T_B), позволяя определить средневзвешенную температуру в

чувствительной области антенны. Мощность, измеренная антенной (P_{ant}), прямо пропорциональна T_B [91]:

$$P_{ant} = Gk_B T_B \Delta f, \quad (3)$$

где k_B — постоянная Больцмана; G — полное усиление радиометра; Δf — интервал частот.

Под температурой $T(\vec{r}, t)$ понимается термодинамическая температура в тканях человека в точке $\vec{r} = \{x, y, z\}$. При вычислении эффективной температуры T_B влияние оказывают шумовая температура приемника радиометра (T_{REC}), электромагнитное влияние на антенну от окружающей среды (T_{EMI}), коэффициент отражения из-за рассогласования в антенне (S_{11}). Измеренная радиометром температура определяется формулой

$$T_B = \int_{\Delta f} \left[\left(1 - |S_{11}(f)|^2\right) \left(\int_V W(\vec{r}, f) T(\vec{r}) dV + T_{EMI} \right) + |S_{11}(f)|^2 T_{REC} \right] df \quad (4)$$

с весовой функцией

$$W(\vec{r}, f) = \frac{P_d(\vec{r}, f)}{\int_V P_d(\vec{r}, f) dV}, \quad \int_V W(\vec{r}, f) dV = 1, \quad (5)$$

$$P_d(\vec{r}, f) = \frac{1}{2} \sigma(\vec{r}, f) |E(\vec{r}, f)|^2. \quad (6)$$

Величина W согласно принципу взаимности совпадает с плотностью мощности P_d (Вт/м³) и зависит от электрической проводимости σ и электрического поля E внутри некоторого объема V . Эффективность измерения температуры T радиометром сильно зависит от величины электромагнитных помех T_{EMI} и T_{REC} , что требует надлежащего экранирования [91]. Ключевым элементом радиометра является принимающая антенна. Задачами являются достижение низкого уровня несоответствия S_{11} между антенной и биотканью, а также высокой эффективности проникновения по глубине, оцениваемой как отношение полученной энергии от бурой жировой ткани к общей мощности, принимаемой антенной:

$$\eta(f) = \frac{\int_{V_{BAT}} P_d(\vec{r}, f) dV}{\int_V P_d(\vec{r}, f) dV}, \quad (V_{BAT} \in V). \quad (7)$$

На границе между биотканью и внешней средой (как правило, воздухом) выполняется условие

$$\chi(\vec{r}) \vec{n} \nabla T(\vec{r}, t) = h_{air} (T(\vec{r}, t) - T_{air}), \quad (8)$$

где \vec{n} — вектор нормали к границе поверхности раздела «биоткань — среда»; T_{air} — температура окружающей среды; $h_{air} = 5$ Вт/м²/К — коэффициент конвективной теплопередачи ($T_{air} = 25$ °С). В качестве начальных условий для температуры можно ограничиться заданием $T(x, y, z; t = 0) = T_0 = \text{const}$, например, $T_0 = 37$ °С.

Для расчета электрического поля \vec{E} простейшим приближением является уравнение:

$$\nabla^2 \vec{E}(\vec{r}, f) + \omega^2 \mu_0 \epsilon_0 \epsilon_c(f) \vec{E}(\vec{r}, f) = 0. \quad (9)$$

В уравнении (9) μ_0 и ϵ_0 есть постоянные магнитной и диэлектрической проницаемости, ϵ_c — комплексная диэлектрическая проницаемость. В общем случае ϵ_c зависит от координат, поскольку сильно различается для различных биоконструкций. В случае высокого

процентного содержания воды в ткани имеется заметная зависимость ϵ_c от температуры, и в случае $\epsilon_c(\vec{r}, T)$ необходимо учитывать эту неоднородность [28]:

$$\nabla^2 \vec{E}(\vec{r}, f) + \omega^2 \mu_0 \epsilon_0 \epsilon_c(\vec{r}, T; f) \vec{E}(\vec{r}, f) + \nabla \left[\vec{E} / \epsilon_c \cdot \nabla \epsilon_c \right] = 0. \quad (10)$$

Как правило, рабочие частоты микроволнового радиометра лежат в пределах 1–5 ГГц [14; 91; 96]. Обсуждаемая технология на основе радиометра позволяет определять глубинные температуры, формирующиеся в конечном объеме на характерных расстояниях от поверхности. Следует учитывать достаточно сильную зависимость нахождения этой зоны от параметров задачи (рис. 1).

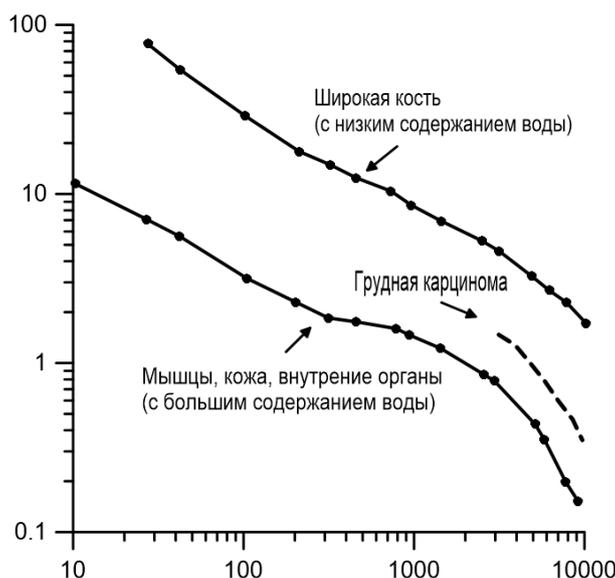


Рис. 1. Глубина проникновения плоской волны в теле для разных тканей
Примечание. Источник: [88].

Для построения спектра в радиодиапазоне следует исходить из интегрального представления и учитывать взаимодействие электромагнитной волны с биотканью, поглощение излучения, рассеяние.

Модели гемодинамики [4; 42; 69] основываются на уравнениях гидродинамики для вязкой жидкости. Обычно используется модель квазиодномерной гемодинамики, предполагая движение крови по сосуду с переменной площадью сечения S . В общем случае, считая $S(x, t)$, закон сохранения массы в дифференциальной форме имеет вид:

$$\frac{\partial S}{\partial t} + \frac{\partial uS}{\partial x} = 0. \quad (11)$$

Закон изменения количества движения приводит к дифференциальному уравнению

$$\rho \frac{\partial uS}{\partial t} + \rho \frac{\partial u^2 S}{\partial x} + \rho \frac{\partial pS}{\partial x} - \rho \frac{\partial S}{\partial x} = f_s S, \quad (12)$$

что эквивалентно

$$\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} = \frac{f_s}{\rho}, \quad (13)$$

где f_s — объемная плотность внешних сил. В качестве пространственной переменной x выбирается длина дуги, проходящая через центры круговых поперечных сечений сосуда

$S(x)$, а скорость движения крови считаем направленной вдоль оси симметрии и одинаковой во всем круговом сечении сосуда. Неоднородность давления внутри жидкости (крови) $p(x, t)$ обеспечивает ее поток вдоль x . Плотность крови ρ считается постоянной (предел несжимаемой жидкости).

Внешние силы f_s обусловлены в первую очередь вязким взаимодействием внутри потока крови и трением о стенки сосудов (см. рис. 2–4). Поэтому важнейшую роль играет выбор реологической модели крови [21; 38; 56; 81].

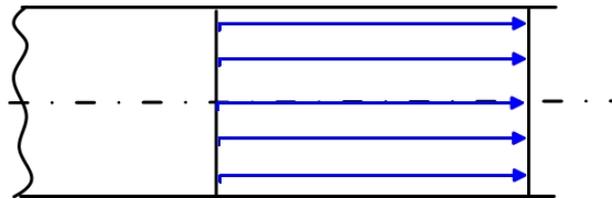


Рис. 2. Профиль скорости движения идеальной жидкости (в отсутствии вязкости)

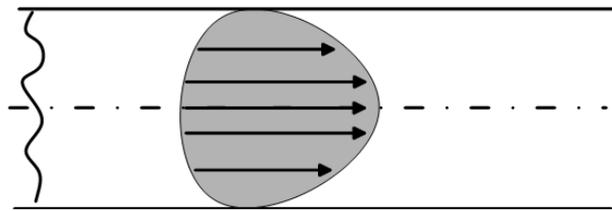


Рис. 3. Профиль скорости движения реальной жидкости (ньютоновской, вязкой жидкости)

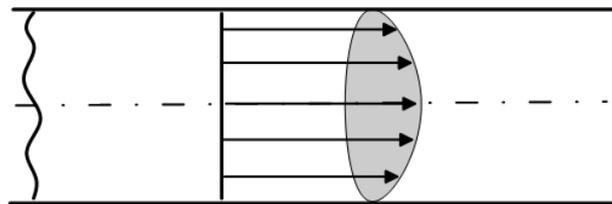


Рис. 4. Профиль скорости движения неньютоновской жидкости

Математическая модель участков ветвления сосудов требует постановки дополнительных условий на функции $S(x, t), p(x, t), u(x, t)$ в граничных точках сосудов [42]. Типичным элементом сосудистой системы является участок, где сходятся несколько сосудов (по некоторым из сосудов кровь приходит, а по остальным имеется ее отток). Считая, что ветвление сосудов происходит в малой области без застоя крови, можно записать условие

$$\sum_{i=1}^{I^+} S_i u_i = \sum_{i=1}^{I^-} S_i u_i,$$

где I^+ — число сосудов, по которым кровь притекает в зону ветвления; I^- — число сосудов, по которым кровь вытекает из этой зоны.

Однородное уравнение движения (13) можно записать в форме $\frac{dSu}{dt} + S \frac{\partial}{\partial x} \left(\frac{u^2}{2} + \frac{p}{\rho} \right) = 0$ с использованием полной производной по времени. Считая, что импульс движущейся частицы жидкости не меняется со временем при прохождении области ветвления сосудов, получаем для этой зоны условие непрерывности комбинации $\frac{u^2}{2} + \frac{p}{\rho}$. В результате имеем условия непрерывности на общей границе сосудов в области ветвления и интеграл Бер-

нулли $\frac{u^2}{2} + \frac{p}{\rho} = \text{const}$. Поскольку в норме скорость движения крови является дозвуковой, то условия непрерывности интеграла Бернулли или давления обеспечиваются.

Структура биоткани на примере молочных желез. Молочные железы имеют достаточно сложное внутреннее пространственное строение [22], компоненты которого характеризуются сложной геометрией, сильнейшей неоднородностью своих физико-химических характеристик [17] и индивидуальными вариациями. Вместо традиционно используемых моделей с однородными параметрами в многослойном приближении (как правило, ограничиваются четырьмя видами тканей — кожа, мышцы, молочные железы, опухоль), необходимо исходить из реалистичной геометрической структуры тканей с неоднородными характеристиками, учитывая также нитевидные соединительные ткани, долевые структуры молочной железы (доли и дольки), ареолу, сосок, выводные протоки, жировые ткани (рис. 5).

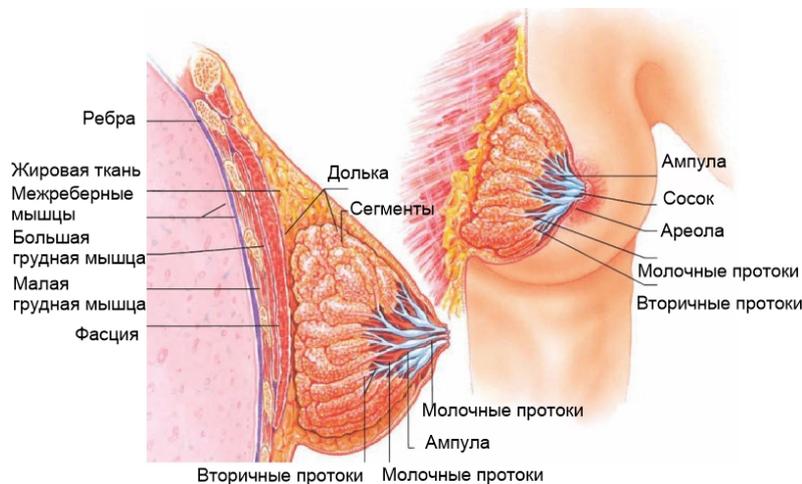


Рис. 5. Общая структура молочной железы

Примечание. Источник: [94].

Сильная неоднородность строения молочной железы требует построения адекватных компьютерных моделей с очень высоким разрешением [17; 91]. Отметим, например, важнейшую область соска, вблизи которого располагаются наиболее мелкие структуры и где данные о температуре являются наиболее информативными для диагностики онкологических и других заболеваний молочной железы.

Источники тепла. Среди источников тепла необходимо отметить:

1. Выделение тепла в тканях в результате процессов жизнедеятельности.
2. Кровотоки, являющиеся важнейшим источником тепловой энергии q_{gem} (рис. 6).
3. Отдельно следует выделять источники, обусловленные раковыми клетками q_{can} . Удельная плотность энергии Q_{met} определяется интенсивностью биохимических процессов в тканях при типичных значениях $4\,000\text{--}5\,000\text{ Вт/м}^3$. Распределение температуры в биоткани существенно меняется при наличии опухолей (рис. 7).
4. Радиационное переизлучение.

Предложено несколько компьютерных моделей гемодинамики, позволяющих проводить вычислительные эксперименты всего кровотока в квазиодномерном приближении. Отметим комплекс CardioVascular Simulating System [42]. Модели гемодинамики должны являться самосогласованной частью общей модели тепловой динамики ткани.

Скорость течения крови и ее вязкость, а значит тепловыделение, сильно зависит от размеров сосудов и других более сложных процессов [54]. Например, если в артериальных и венозных сосудах течение Пуазейля является хорошим приближением, то для капилляров это неприменимо. Поэтому для построения модели с высоким разрешением необходимо исходить из реалистичной иерархической структуры кровеносной системы от крупных кровотоков артериальных и венозных сосудов до капиллярных [41].

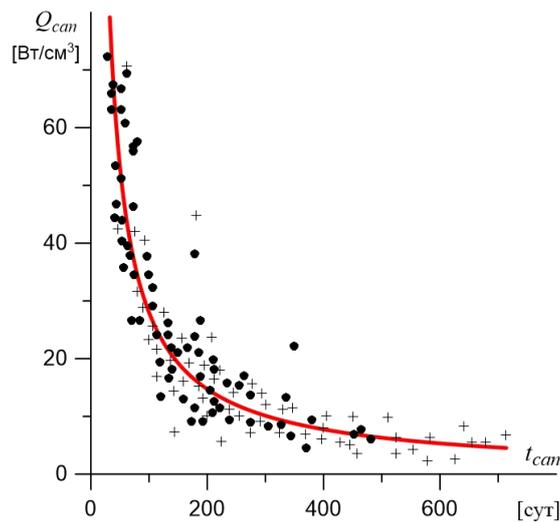


Рис. 6. Зависимость плотности тепловыделения раковыми образованиями от времени развития опухоли

Примечание. Источник: [88].

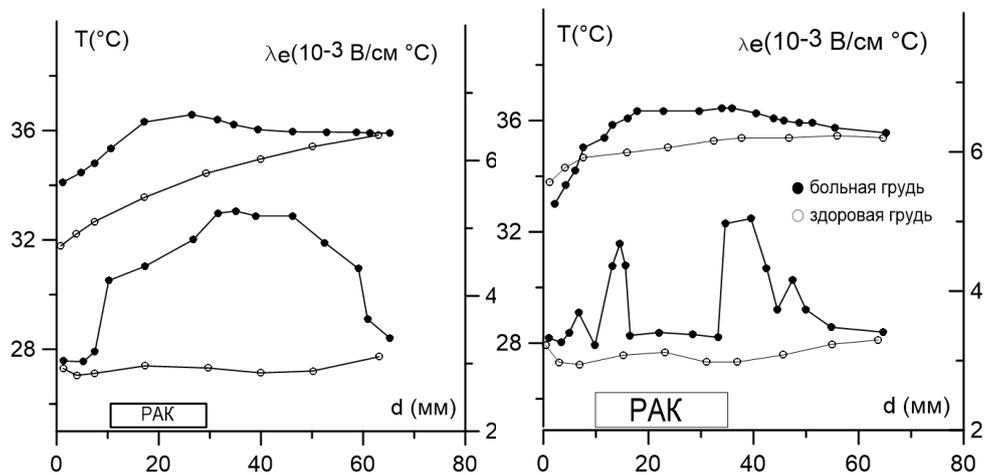


Рис. 7: а) результаты измерений, полученные с помощью тонких игл [80; 88]; б) случай, когда температура кожи вблизи опухоли меньше, чем в здоровой груди [80]

Отметим, что для расчета распределений температуры (1) и полей (9) не применялась самосогласованная модель динамики тепла и гидродинамики крови. Последний фактор можно учитывать в квазиодномерном приближении, принимая во внимание переменное сечение сосуда и изменения свойств вязкости в зависимости от диаметра кровотока. До настоящего времени источники тепла, связанные с кровотоками, рассматриваются в капиллярном приближении, когда тепловыделение однородно распределено в объеме ткани [14; 91].

Модель тепловыделения опухолей характеризуется величиной тепловыделения. Ситуация осложняется тем, что последняя зависит от размеров опухоли и динамики ее роста. Несмотря на значительный прогресс в математическом моделировании сложных процессов раковых клеток в различных тканях [75; 90], сколько-нибудь надежных моделей не построено, поэтому мы будем исходить из феноменологического подхода, описывая опухоль параметрами, значения которых подбираются из литературы. Вопрос о сложной форме опухоли в компьютерных моделях, как правило, не рассматривается, и выбирается сферически симметричная структура, что не подтверждается клиническими исследованиями. Влияние сложной неправильной формы опухоли на результаты применения радиометрического метода требует отдельного исследования.

Физические параметры биотканей. Выше упоминалось о значительных вариациях физических характеристик для различных компонент биотканей при сильных вариациях параметров между различными организмами. В таблицах 1, 2 приведены значения физических параметров из литературы, определяющих динамику тепла и электромагнитного поля. Сильные неоднородности молочной железы при наличии раковых образований способны существенно изменять измеряемые температурные распределения (рис. 8).



Рис. 8. Схема потоков тепла: 1) за счет теплопроводности и капиллярной конвекции; 2) посредством конвекции крупных сосудов

Примечание. Источник: [88].

Наличие мощных источников тепла Q_{car} , обусловленных опухолью, существенно меняет распределение измеряемой температуры (рис. 9, 10). Характерные особенности этих измерений в различных точках позволяют диагностировать болезнь (рис. 11).

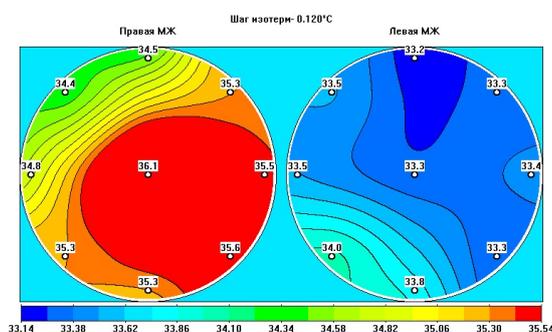


Рис. 9. Карта температур молочной железы при отечно-инфильтративной форме рака

Примечание. Источник: [49].

Таблица 1

Физические параметры биотканей

Ткань / Жидкость	Характеристика	Значение
Цельная кровь	Поверхностное натяжение	5,5–6,1 (10^{-4} Н/м) при 20 (°С)
Плазма крови	Поверхностное натяжение	5,0–5,6 (10^{-4} Н/м) при 20 (°С)
Красные кровяные клетки	Выходная мощность	0,008 ПВт при объеме 94 ($\mu\text{м}^3$) и удельной мощности 85 (Вт/ м^3)
Кожные клетки	Выходная мощность	1–3 ПВт при объеме 1,000 ($\mu\text{м}^3$) и удельной мощности 1 000–3 000 (Вт/ м^3)
Жир	Плотность ρ	$0,92 \times 10^3$ (кг/ м^3)
Мышца	Плотность ρ	$1,04 \times 10^3$ (кг/ м^3)
Кость	Плотность ρ	$2,23 \times 10^3$ (кг/ м^3)
Кровь	Плотность ρ	$1,03 \times 10^3$ (кг/ м^3)
Соединит. ткань (ср. значение)	Плотность ρ	$1,06 \times 10^3$ (кг/ м^3)
Кровь	Удельное сопротивление	1,66 [Ом·м]
Мышечная ткань	Удельное сопротивление	2,09 [Ом·м]
Жировая ткань	Удельное сопротивление	33,3 [Ом·м]
Злокачеств. опухоль Кожа МЖ Мышцы	Удельное тепловыделение Q_{met} , Вт/ м^2	65 400 1 620 700 700
Злокачеств. опухоль Кожа МЖ Мышцы	Параметры кровотока	48 000 9 100 2 400 2 400
Злокачеств. опухоль Кожа МЖ Мышцы	Теплопроводность κ	0,511 0,376 0,3 0,55
Злокачеств. опухоль Кожа МЖ Мышцы	Диэлектрическая проницаемость ϵ	50 35,5 10 51,1
Злокачеств. опухоль Кожа МЖ Мышцы	Электропроводность δ	2 2,32 0,4 2,82
Грудь Опухоль Гр. клетка	ρ (кг/ м^3)	1 080 1 080 1 080
Грудь Опухоль Гр. клетка	k (Вт/м/К)	0,48 0,48 0,48
Грудь Опухоль Гр. клетка	C_p (Дж/кг/К)	4 200 4 200 4 200
Грудь Опухоль Гр. клетка	ρ_b (кг/ м^3)	1 060 1 060 1 060
Грудь Опухоль Гр. клетка	W_b (1/С)	0,0008 0,0003 0,017
Грудь Опухоль Гр. клетка	Q_m (Вт/ м^3)	700 700 700
Грудь Опухоль Гр. клетка	δ (С/м)	0,2 1,5 1,5
Грудь Опухоль Гр. клетка	ϵ_r	10 50 50

Примечание. Составлено по: [16; 40; 68; 70; 82; 91; 92].

Таблица 2

Физические параметры биотканей

Ткань / Жидкость	Характеристика	Значение
Кровь	Удельное сопротивление, Ом·м при частоте 50 кГц	1,5
Нервно-мышечная ткань	Удельное сопротивление, Ом·м при частоте 50 кГц	1,6
Кожа	Удельное сопротивление, Ом·м при частоте 50 кГц	5,5
Жировая ткань	Удельное сопротивление, Ом·м при частоте 50 кГц	15
Здоровая грудь	K (Вт/м × C) $p_{\text{бс}}w_{\text{б}}$ (Вт/м ³) Q_m (Вт/м ³)	0,48 2 400 700
Опухоль	K (Вт/м × C) $p_{\text{бс}}w_{\text{б}}$ (Вт/м ³) Q_m (Вт/м ³)	0,511 48 000 —

Примечание. Составлено по: [16; 40; 68; 70; 82; 91; 92].

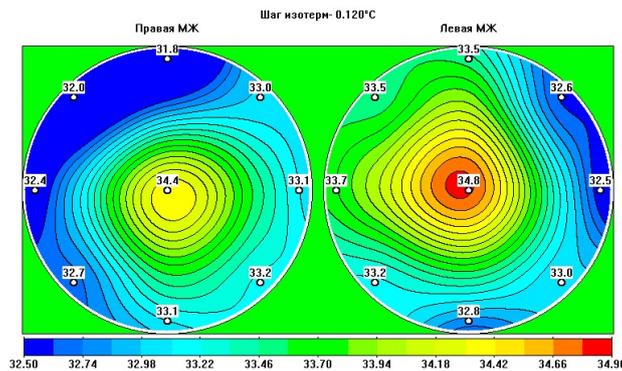


Рис. 10. Карта температур молочных желез при внутрипротоковой форме
Примечание. Источник: [49].



Рис. 11. Измерение электромагнитной энергии для диагностики рака молочной железы с помощью микроволнового радиометра

Примечание. Источник: [84].

Численные методы. В основе численных моделей лежат методы конечно-разностных аппроксимаций уравнений и построение решений, в частности, на неструктурированных сетках с использованием параллельных технологий. С целью повышения пространственного разрешения расчетов в областях сильных неоднородностей параметров и мелкомасштабных структур следует использовать технологии zoom-in-симуляций, наиболее развитые в астрофизических расчетах. Моделирование в рамках zoom-in-подхода разбивается на несколько этапов. На первом этапе расчет ведется для всей расчетной области. На следующем этапе расчет ведется в локальной области с учетом граничных и начальных условий, согласованных с предыдущим этапом. В зависимости от конкретной постановки задачи и учета физических механизмов может использоваться несколько таких вложенных расчетов. В этом случае для локальных областей сохраняются эффекты, связанные с моделированием крупномасштабных процессов.

Наиболее перспективным направлением, обеспечивающим высокую производительность при моделировании теплопереноса, является адаптация вычислительного параллельного кода для гибридных суперкомпьютеров на базе графических процессоров (GPU) NVIDIA, используя технологию CUDA. Архитектура графических процессоров NVIDIA, начиная с Fermi, и вычислители на их основе уже обеспечили значительно более высокую производительность на операциях с вещественными числами двойной точности по сравнению с предыдущим поколением, ECC-защиту памяти и обладают целым рядом усовершенствований для использования GPU при решении самых различных научных и прикладных задач. Развитием архитектуры Fermi является новая вычислительная архитектура NVIDIA Kepler, которая втрое экономичнее.

Численное моделирование излучения тканей, включая опухоли, проводится на основе уравнений теплопроводности и уравнений Максвелла [91]. Для моделирования необходимо применять специальные неструктурированные численные сетки [87]. Наиболее распространенным является приближение многослойной среды [14]. Имитационного моделирования с широкими наборами параметров не проводилось. Часто рассматриваются однородные модели ткани с фиксированным набором количественных параметров [76].

Генерация численных сеток в настоящее время превратилась в отлаженные технологии. Однако вопрос о подходе к решению конкретной задачи следует рассматривать в индивидуальном порядке [62; 73]. Для решения самосогласованной задачи динамики тепла и гемодинамики наиболее привлекательными являются методы на основе Лагранжева подхода, к числу наиболее эффективных следует отнести Smooth Particle Hydrodynamics (SPH). Укажем также на смешанный метод cSPH-TVD [58; 66], показавший свою эффективность для гидродинамических задач при наличии мелкомасштабных неоднородностей [65]. Отметим и математическое сходство моделей гемодинамики и моделей мелкой воды.

Согласование результатов проведения вычислительных экспериментов с данными лабораторных экспериментов позволит получить более точные физико-химические характеристики различных тканей и компонент молочной железы, что повысит эффективность проведения диагностики опухолей на ранних стадиях.

Проблемы визуализации биотканей и результатов моделирования. Задачи визуализации результатов моделирования многомерных нестационарных процессов, анализ многомерных данных и восстановление изображений являются сложными и требуют значительных вычислительных ресурсов. Начинается переход от 3D- и 4D-моделей к технологиям xD-моделирования (5D, 6D, ...) [64; 79; 95; 100]. Например, компьютерная

томография на большом числе временных этапов с учетом дыхания пациента [79], возможности рентгеновской компьютерной томографии с высоким разрешением существенно расширяются с учетом спектральной информации в сочетании с наночастицами в качестве контрастных агентов [95]; выделим ЕИТ (Electrical Impedance Tomography)-метод медицинской визуализации, способный собрать 5D-данные, включающие спектральную, временную и пространственную информацию [100]. В основе методов медицинской диагностики и биомедицинских исследований в существенной мере лежат анализ изображений и алгоритмы распознавания образов [5].

Для обсуждаемых здесь моделей переноса тепла и радиации в биотканях возникает дополнительная проблема, связанная с необходимостью задания пространственных распределений многочисленных физических параметров в связи с многокомпонентностью и сильной неоднородностью среды на малых масштабах [17]. Одним из возможных направлений решения данной задачи может являться метод реконструкции реальных биологических объектов, основанный на технологии высокоточного послойного сошлифовывания и цифровой съемки объектов в реальном цветовом диапазоне [18]. Для использования такого подхода в математическом моделировании необходимо проводить векторизацию изображений на основе алгоритмов распознавания.

В связи с большим количеством слоев необходимо применять автоматическое распознавание контуров. К сожалению, предварительный анализ применения различных алгоритмов указывает на отсутствие универсального алгоритма для распознавания особенно малоконтрастных объектов при различных условиях создания исходных изображений (рис. 12). Это связано со следующими факторами: присутствие малоконтрастных участков, использование красителей, фактически изображения являются 2D-проекцией 3D-объекта (при некоторых технологиях изображения накладываются друг на друга), наиболее широко распространенные алгоритмы плохо выполняют сегментацию и выделение контуров для рассматриваемых типов изображений. Задача выделения контуров состоит в построении бинарного изображения, содержащего эти очертания — графического препарата, где под контуром изображения понимается пространственно-протяженный разрыв (перепад, скачкообразное изменение) значений яркости [53].

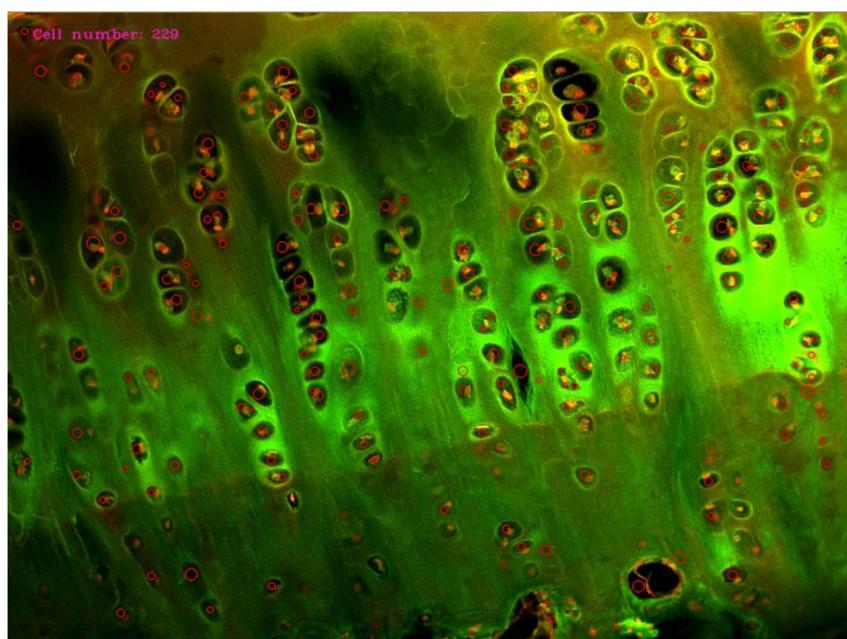


Рис. 12. Применение Blob-детектора с учетом морфометрических признаков

Морфометрические признаки можно учитывать с использованием Blob-детектора (близость объекта к окружности, цветовой порог, поворот, размер). Дескрипторы и детекторы позволяют осуществлять поиск углов, получить количество выделенных объектов, а эксперт уже находит ошибки распознавания. Если детектор находит положение особой точки на изображении (геометрический признак), то дескриптор дополнительно строит вектор признаков, характерных для полученной точки [34]. Использование этих алгоритмов для поиска биологических микрообъектов показало их применимость [3]. В основе детектирования особых точек лежит построение пирамиды гауссианов (Gaussian) и разностей гауссианов (Difference of Gaussian, DoG). Гауссианом (или изображением, размытым гауссовым фильтром) является изображение вида:

$$L(x, y, \delta) = G(x, y, \delta) \times I(x, y), \quad (14)$$

где L — значение гауссиана в точке с координатами (x, y) ; δ — радиус размытия; G — гауссово ядро; I — значение исходного изображения; \times — операция свертки. Под разностью гауссианов понимается изображение, полученное в результате попиксельного вычитания одного гауссиана исходного изображения из гауссиана с другим радиусом размытия:

$$D(x, y, \delta) = (G(x, y, k\delta) - G(x, y, \delta)) \times I(x, y) = L(x, y, k\delta) - L(x, y, \delta). \quad (15)$$

Blob-детектор основан на операции лапласиан гауссиана (Laplacian of Gaussian)

$$\nabla^2 g = \frac{\partial^2 g}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 g}{\partial y^2}. \quad (16)$$

2. Формирование температурных и радиационных полей и методы измерений

Проблемы метода радиотермометрии. Микроволновая радиотермометрия при всех своих достоинствах имеет низкую нозологическую специфичность [97; 98]. При обследовании этим методом в «группу риска» попадают как наиболее опасные быстрорастущие опухоли, так и пациенты с выраженной пролиферацией, мастопатией или воспалительными процессами в тканях (см. материалы конференции [89]). Для повышения специфичности необходимо детализировать и усложнить анализ результатов измерения. С этой целью в последней редакции методики микроволновой радиотермометрии для оценки результата требуется учитывать повышение величины термоасимметрии между одноименными точками молочных желез, повышенный разброс температур между отдельными точками в пораженной молочной железе, повышенную дисперсию разности температур между железами и так далее [2; 15; 44].

Рак молочной железы стоит на первом месте по частоте обнаружения (около 20%), а также как причина инвалидности и смертности среди всех злокачественных опухолей у женщин (порядка 17%). Ежегодно в Канцер-регистр России вносят данные свыше 50 тысяч женщин с впервые обнаруженным раком молочной железы. Заболеваемость неуклонно возрастает в последние десятилетия, причем наиболее высокие показатели заболеваемости отмечены в крупных промышленных центрах и на прилегающих территориях [24; 51; 57].

Не составляют исключения Волгоград и Волгоградская область. Это связано с крайне высокой степенью техногенного загрязнения окружающей среды и неизбежными

нарушениями нормального образа жизни в крупном мегаполисе [6; 8]. В современных условиях массовый скрининг осуществляется с помощью рентгеномаммографии (которая, при всей доказанной безопасности воздействия, все-таки является лучевой процедурой), что не позволяет обнаруживать глубоко расположенные опухоли на начальных стадиях роста [23; 67]. В качестве альтернативы предлагаются разнообразные молекулярные и даже постгеномные технологии [59], но их дороговизна пока не позволяет надеяться на использование при массовых профилактических осмотрах населения.

Обсуждается около 15 признаков температурных аномалий. Однако скрининговое обследование, длительность которого обычно не превышает 15 минут, не позволяет провести столь детальный анализ термограмм. Проблема связана с тем, что распределение температуры в здоровой молочной железе неизвестно. Практически единственным подходом может являться вычислительный эксперимент. Однако имеющиеся в настоящее время математические и компьютерные модели учитывают небольшое число факторов и имеют низкое разрешение.

Одним из важных признаков здоровой молочной железы клиницисты считают однородность температур как поверхностных (ИК), так и глубоких (РТМ) в пределах молочной железы, что обосновывается строением молочной железы. Большая грудная мышца создает общий температурный фон, отделяя молочную железу от крупных сосудов и органов грудной полости, а симметричное расположение долек железы вокруг соска обуславливает однородность температурного поля. Однако свойства тканей в молочной железе (железистой, жировой, соединительной) могут отличаться по излучению тепла. Например, известно, что температура крови, притекающей по артериям в различные органы, определяется температурой «теплового ядра» тела и составляет около 37°C . Но за счет конвективного теплообмена одни ткани могут нагреваться, а другие охлаждаться. Например, усиление притока крови к мышцам (их температура около $35,5^{\circ}\text{C}$) вызывает их нагрев. Напротив, температура мозга из-за активной работы нейронов ближе к 38°C , тем самым притекающая кровь его охлаждает. Подобные изменения температуры могут быть связаны с особенностями строения и кровоснабжения различных тканей в молочной железе, в том числе и опухолевых.

Современные работы показывают, что наиболее злокачественные и быстроразвивающиеся опухоли активно кровоснабжаются, образуя вокруг себя сосудистую сеть [48; 83]. Поэтому выявление опухолей молочной железы может диагностироваться по увеличению глубокой температуры. Однако свойства опухолевых тканей могут существенно различаться. Поэтому необходим стандарт сравнения для излучения молочной железой в условиях патологии с целью ранней диагностики нарушений.

В основе диагностической термографии лежит известный факт, что раковая клетка потребляет в десятки раз больше энергии, чем здоровая. Однако конкретные значения удельного тепловыделения зависят от большого числа факторов, и могут варьироваться в пределах порядка. Проблемы понимания онкологических процессов сохраняются и претерпевают изменения [86].

Первые модели, основанные на определении глубины проникновения плоской волны в однородную биологическую ткань, показали глубину проникновения на несколько сантиметров и сильную зависимость от влагосодержания и параметров и частоты излучения [72; 80]. Учет многослойной структуры тканей человека, поскольку различные параметры биологических тканей (диэлектрическая проницаемость, теплопроводность, электропроводность, удельное тепловыделение, коэффициенты теплообмена, параметры кровотока, определяющие эффективность передачи тепла от артериальной крови тканям)

могут различаться в несколько раз и даже более чем на порядок, позволяет получить более реалистичную картину [14]. Однако такого рода модели учитывают перенос тепла за счет теплопроводности в стационарном приближении. К тому же параметры непрерывно меняются внутри ткани одного типа и эта зависимость всех параметров от координат является существенным фактором.

Наибольшее распространение получил аппликационный радиометрический СВЧ-метод [39; 61; 78], при использовании которого антенна имеет непосредственный контакт с телом человека. Применение СВЧ-радиометрии на частотах 1,1–1,6 ГГц демонстрирует достаточную чувствительность, чтобы отслеживать клинически значимые изменения температуры глубоко в тканях (4 см и больше). Моделирование тепловых и электромагнитных процессов для почек и мозга указывает на хорошие результаты [96]. Как правило, определение температурных и радиационных полей производится в несамосогласованном приближении [11].

Ключевую роль для радиотермометрического метода играет повышение его точности за счет улучшения конструктивных особенностей измерительной системы [96]. Использование приемных антенн с диаметром 2,5 и 7 см в области 1,1–1,6 ГГц позволяет отслеживать клинически значимые изменения глубинных температур для различных терапевтических приложений, например, в vesicoureteral reflux into kidney [96].

Большой проблемой для диагностики и, соответственно, для моделирования является достаточно широкий разброс даже основных параметров, характеризующих ткани у различных организмов (теплопроводность, коэффициенты переноса и рассеяния, электропроводность, диэлектрическая проницаемость, теплоемкость, вязкость крови, параметров кровотока, теплоотдача капиллярной системы). Ситуация существенно осложняется из-за сильной неоднородности молочных желез с характерными пространственными шкалами меньше 1 см. Разброс характеристик опухолевой ткани может достигать порядка. Например, хорошо известна сильная зависимость тепловыделения ткани злокачественной опухоли от ее времени удвоения, причем дисперсия тепловыделения при фиксированном времени удвоения может превышать 50%.

Результатом применения радиометрии в идеале является определение глубинной температуры. Однако в качестве следующего шага нужно ставить задачу поиска таких особенностей спектра в радиодиапазоне, которые позволили бы рассчитывать дополнительные характеристики или уточнять температуру и глубину нахождения патологии. Известно, что изменяя химический состав (введением лекарств), можно существенно изменять спектральные характеристики излучения.

3. Методы измерения внутренней температуры в разных органах и проблемы диагностики

Как указано выше, метод микроволновой радиотермометрии основан на измерении интенсивности собственного электромагнитного излучения внутренних тканей пациента в диапазоне сверхвысоких частот. Изменение температуры тканей обычно предшествует структурным изменениям, которые далеко не всегда обнаруживаются при традиционных методах диагностики. В частности, температурные аномалии могут быть вызваны усиленным метаболизмом раковых клеток, и именно на этом свойстве основана ранняя диагностика рака молочной железы.

Первая попытка применить радиотермометрию для диагностики рака молочной железы была предпринята в середине 70-х гг. XX века (см.: [71; 72; 80]). В России работы

по использованию радиотермометрии в медицине начались в конце 70-х гг. XX века. Однако, несмотря на очевидные преимущества метода, в течение долгого времени он не получал должного применения в медицинской практике и достойного внимания в научных исследованиях. Не в последнюю очередь это связано со сложностью создания измерительного оборудования и качеством измерений. Интерес к данной методике существенно вырос после создания микроволнового радиотермометра РТМ-01-РЭС в 1997 году. Созданию аппаратуры подобного назначения посвящен ряд исследований (см., например, [12–14; 74; 85]). В настоящее время радиотермометр РТМ-01-РЭС используется во многих крупных медицинских центрах России, Европы, США, Канады, Австралии. Отметим, что за рубежом нет серийно выпускаемых радиотермометров, хотя интерес иностранных специалистов к таким технологиям заметно вырос. На данный момент микроволновую радиотермометрию для диагностических целей используют в маммологии (см., например, [2; 15; 44; 70; 77; 93; 99]), онкологии [7; 32], флебологии (см.: [25; 26]), хирургии [19] и многих других областях медицины.

Во всех случаях метод микроволновой радиотермометрии основан на последовательном измерении на определенных участках тела температуры тканей по интенсивности их теплового излучения в радиодиапазоне (РТМ) и инфракрасном диапазоне (ИК). Результаты измерений отображаются на экране компьютера в виде термограмм и полей температур. Анализируя полученную информацию, врач ставит диагноз. Приведем некоторые примеры.

Опишем вначале подробнее существующую методику диагностики рака молочной железы по данным микроволновой радиотермометрии.

Согласно современным статистическим данным, рак молочной железы является наиболее распространенным онкологическим заболеванием среди женщин. По экспертным оценкам в мире ежегодно от него умирает более полумиллиона человек. Показатели выживаемости при этом варьируются от 80% в странах Северной Америки до 50% в России, и ниже в странах с низким уровнем доходов. Из причин смерти женского населения рак молочной железы стоит на первом месте. Несмотря на значительные достижения последних десятилетий в понимании клиники заболевания, а также серьезные изменения в подходах к лечению, проблема остается крайне актуальной. Достаточно очевидным представлялось решение задачи снижения смертности с помощью раннего выявления и адекватного лечения. Однако фактические результаты оказались весьма далеки от ожидаемых. Согласно современным представлениям, для того чтобы своевременно выявлять большинство опухолей (до начала метастазирования или его минимальной вероятности), они должны иметь диаметр, по крайней мере, не более 5–7 мм. Как показывает опыт проведения скринингов, это маловероятно, так как средний размер впервые выявляемых опухолей (см., например, [43]) значительно больше (1,34 см), а частота выявления опухолей до 1 см в диаметре по мировым данным составляет 10–20%. Скрининг может приблизиться к идеальному при рентгенологическом обследовании молочных желез каждые 6 месяцев, однако это будет сопряжено с комплексом новых проблем. Среди них возможность индуцирования рака вследствие частого облучения ткани молочной железы и значительное увеличение стоимости профилактических программ.

Мировой тенденцией современной маммологии является поиск приемлемых неинвазивных методов проведения профилактических обследований. По заключению экспертов Всемирной организации здравоохранения, тесты массовых осмотров должны быть информативны (до 80%), с низким процентом ложно-отрицательных результатов, тех-

нически просты, быстро выполняемы и экономически эффективны. При этом наиболее перспективным для повышения эффективности маммологического скрининга видится метод микроволновой радиотермометрии. Исследования, проведенные в Центре Рентгенорадиологии РФ, показали, что уже на этапе, предшествующем злокачественному росту, а именно, когда имеет место только пролиферация клеток, сопровождающаяся атипичными изменениями, происходит локальное повышение внутренней температуры, а степень выраженности температурных изменений определяется в первую очередь степенью злокачественности опухоли. Таким образом, метод микроволновой радиотермометрии видится просто незаменимым именно для раннего выявления злокачественных новообразований. Его клинические испытания, проведенные в нескольких ведущих онкологических центрах России и США, показали высокую диагностическую ценность метода. По данным Центра Рентгенорадиологии РФ чувствительность радиотермометрии для раков *in-situ* составляет 83 %, при этом в 50 % случаев никаких изменений по данным дуплексного ультразвукового сканирования у этих пациентов не наблюдается. Важно отметить, что согласно статистике РТМ-диагностика выявляет также до 80 % всех «невидимых» рентгенонегативных раков. Радиотермометрия не выявляет структурных изменений и не может ответить на вопрос, есть ли у этого пациента узловое образование или нет. Но радиотермометрия может выделить пациентов с высоким риском рака, которым необходимо провести комплексное обследование. В эту «группу риска» войдут пациенты с выраженной пролиферацией, с воспалением, и пациенты с раком молочной железы. Причем наиболее опасные быстрорастущие опухоли, имеющие плохой прогноз, в первую очередь попадут в эту «группу риска». Отметим, что в случаях диффузных и многоочаговых поражений молочной железы, которые плохо диагностируются как рентгенологически, так и при ультрасонографии, радиотермометрия приобретает особое значение и зачастую является единственной возможностью ранней диагностики.

Комплекс РТМ-01-РЭС позволяет оценивать функциональное состояние тканей путем измерения внутренней температуры (РТМ) на глубине до 5 см и температуры кожи (ИК). Обследование пациентки (см., например, [15]) проводится в горизонтальном положении, обнаженной по пояс, руки под головой. Обследование начиналось с измерения температур в опорных точках T_1 и T_2 , расположенных: первая — в центре грудной клетки сразу под и между молочными железами; вторая — непосредственно под очевидным отростком. Далее измерения проводятся в 10 точках на каждой железе и в аксиллярной области. При этом получаемые данные сразу выводятся на экран монитора (схема представлена на рис. 13).

После анализа информации о температурных полях молочных желез, в частности с помощью термокарт (рис. 14), врач ставит диагноз пациентке. Здесь каждое значение температуры передается на экране монитора своим цветом. Участки с пониженной температурой передаются «холодными» цветами (синим), а с повышенной температурой — «теплыми» цветами (розовым, красным).

В ходе исследований и анализа данных специалистами были выявлены следующие качественные признаки рака молочной железы (см., например, [15; 49; 50]):

- 1) повышенная величина термоасимметрии между одноименными точками молочных желез;
- 2) повышенный разброс температур между отдельными точками в пораженной молочной железе;
- 3) повышенная дисперсия разности температур между железами;

- 4) разница температур сосков;
- 5) повышенная температура соска в пораженной молочной железе по сравнению со средней температурой молочной железы с учетом возрастных изменений температуры;
- 6) соотношение кожной и глубинной температур;
- 7) повышенное значение осцилляции температур в областях и другие.

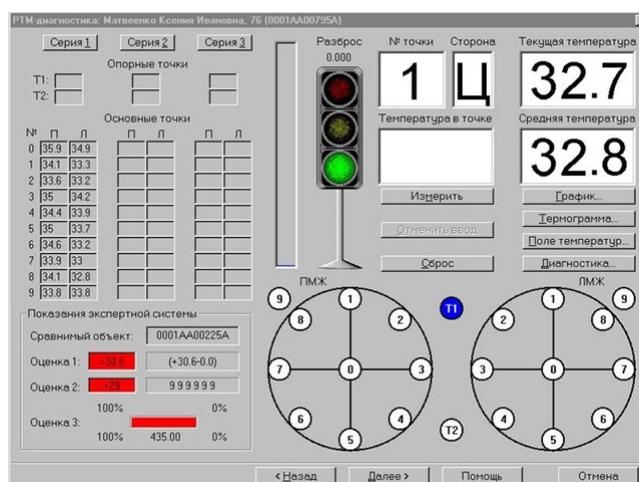


Рис. 13. Методика обследования молочных желез

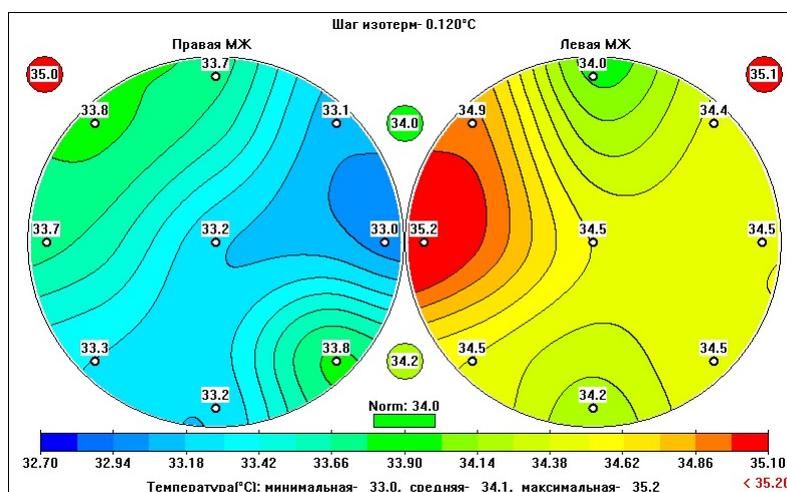


Рис. 14. Термокарты

Применение метода микроволновой радиотермометрии можно отметить также во флебологии. Согласно методике (см., например, [25]), обследование пациентов проводится посредством последовательного измерения кожной (ИК) и внутренней (РТМ) температуры в 12 симметричных точках, расположенных по задней поверхности обеих голеней пациента, в положении пациента «лежа на животе» и «стоя» (рис. 15). Точки измерения были выбраны, исходя из анатомического строения голени и внутреннего кровотока ноги, следующим образом. Первые три точки расположены на вершине латеральной головки икроножной мышцы, в подколенной ямке, на вершине медиальной головки икроножной мышцы. Второй ряд точек расположен по центру латеральной

головки икроножной мышцы, между головками икроножной мышцы, и по центру медиальной головки икроножной мышцы (4–6 точки соответственно). Третий ряд точек расположен в нижней части икроножной мышцы — латерально, в центре и медиально (7–9 точки). Последние точки измерения температуры находятся на наружной стороне ахиллова сухожилия в области латеральной лодыжки, по центру ахиллова сухожилия и по его внутренней поверхности в области медиальной лодыжки (10–12 точки). На основе данных измерений строятся температурные поля голени пациентов, анализируя которые врач ставит диагноз.

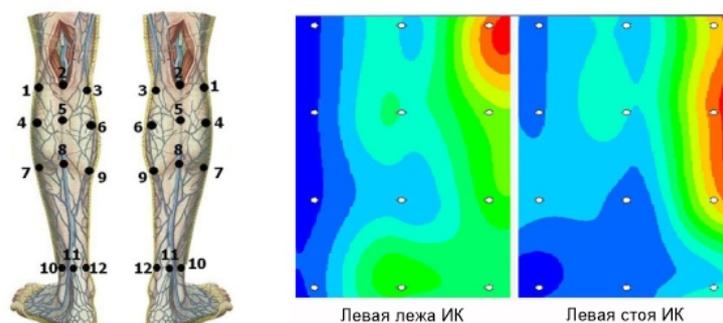


Рис. 15. Методика обследования вен нижних конечностей

В ходе исследований и анализа данных специалистами были выявлены следующие качественные признаки заболеваний вен нижних конечностей (см., например, [25]):

- 1) повышенная величина термоасимметрии между одноименными точками голени;
- 2) повышенный разброс температур между отдельными точками в пораженной голени;
- 3) повышенная или пониженная средняя температура голени;
- 4) отсутствие осевого градиента температур, то есть сосредоточения самых высоких температур в верхней части голени и самых низких — в нижней части голени;
- 5) отсутствие латерально-медиального градиента, то есть симметрии распределения температур относительно центральной оси голени;
- 6) соотношение кожной и глубинной температур.

Естественно, при различных заболеваниях наблюдаются различные сочетания и количественные показатели указанных признаков (подробно см. [25]).

Метод микроволновой радиотермометрии применяется не только для диагностики парных органов. В частности, он используется в неврологии. При любой патологии центральной и периферической нервной системы возникает универсальная реакция — изменения температуры метаболического, сосудистого и регуляторного генеза. Устойчивые температурные изменения часто предшествуют клиническим проявлениям патологического процесса и, следовательно, могут явиться фактором ранней диагностики и контроля его динамики. РТМ-метод применяется, главным образом, в четырех направлениях:

- 1) острые и хронические сосудистые заболевания головного мозга и головные боли;
- 2) опухоли и очаговые поражения головного мозга;
- 3) неврологическая и нейрохирургическая патология — сочетанная нейротравма;
- 4) остеохондроз позвоночника с неврологическими проявлениями.

Показатели внутренней температуры мозга отличаются у здоровых лиц и пациентов с нарушениями мозгового кровообращения на разных стадиях патологического процесса.

Метод микроволновой радиотермометрии следует рассматривать как метод объективизации сосудисто-мозговой недостаточности, позволяющей диагностировать начальные формы сосудистого поражения мозга. При инсультах и их последствиях происходит снижение тепловой активности ткани. Метод может быть применен для объективной оценки смерти мозга, существует принципиальная возможность коррекции нарушенных центральных метаболических процессов средствами лекарственной терапии. Кроме того, он применяется при изучении патогенеза головных болей гемикранического характера, головных болей напряжения, при цервикогенных головных болях. Метод микроволновой радиотермометрии применяется также при диагностике опухолей и очаговых поражениях головного мозга. В 75% случаев на проекции опухоли имеет место локальное повышение температуры. Локальное понижение температуры мозга характерно для опухолей с кистозным перерождением и у некоторых пациентов с менингитом (см., например, [33]).

Методика обследования заключается в следующем. Обследуемую область за 15 минут до измерения освобождают от одежды для акклиматизации к комнатной температуре всей площади измерения. Ввиду наличия радишумов в атмосфере и для исключения влияния на результаты измерения положения антенны в пространстве, последнюю при обследовании рекомендуется ориентировать в одном направлении. Таким образом, при измерении термоэмиссии симметричных точек положение меняет пациент, сидя на вращающемся стуле. Принимающую антенну без воздушных зазоров прижимают к поверхности кожи над областью измерения температуры. После стабилизации параметров, что контролирует и подтверждает программное обеспечение, измеренная температура заносится в базу данных. Заметим, что зависимость результатов измерений и физиологического состояния пациента исследованы, например, в [27; 35; 60].

Обследование включает 20 точек (рис. 16). Точки 1–2 — на уровне углов нижней челюсти над жевательными мышцами. Точки 3–4 — на уровне углов нижней челюсти над областью поперечных отростков С1. Точки 5–6 — на середине отрезка, соединяющего С2 позвонок с сосцевидным отростком (над нижней косой мышцей, что совпадает с точкой позвоночной артерии). Точка 7 — по средней линии, над проекцией позвонка С2 (сразу ниже границы волосистой части головы). Точки 8–9 — паравертебрально на уровне С4 позвонка и точка 10 — по средней линии между ними. Точки 11–12 — паравертебрально между С6–С7 позвонками и точка 13 — по средней линии между ними. Точки 14–15 — паравертебрально между С7–Th1 позвонками и точка 16 — по средней линии между ними. Точки 17–18 — супраорбитально, а 19–20 — височная область.

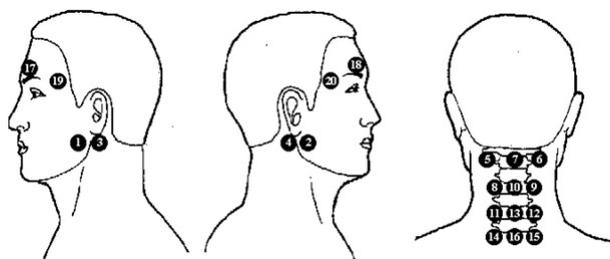


Рис. 16. Методика обследования сосудисто-мозговой недостаточности

Как и выше, производится визуализация термокарты на мониторе (рис. 17).

При диагностическом анализе применяется примерно следующий алгоритм. Из среднего значения термоэмиссии точек 5–7 (субокципитальная область) вычитается

среднее значение точек 14–16 (область цервикоторакального перехода). Выполнение неравенства $\Delta T > 0,8^\circ\text{C}$ является диагностическим признаком наличия мышечно-суставных расстройств краниоцервикальной области. У пациентов с головной болью мышечно-суставные расстройства краниоцервикальной области сопровождаются снижением термоэмиссии области цервикоторакального перехода в микроволновом диапазоне. Градиент термоэмиссии в микроволновом диапазоне между краниоцервикальной и цервикоторакальной областями больше $0,8^\circ\text{C}$ является инструментальным «маркером» мышечно-суставных расстройств шеи при головной боли.

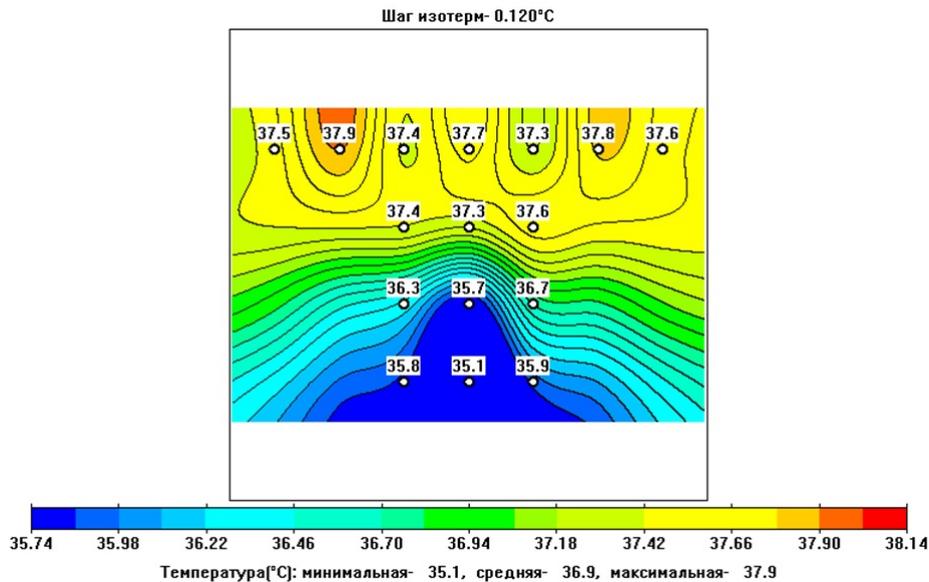


Рис. 17. Термокарты

Подобные методики используются также в урологии [1], гинекологии [63], эндокринологии [47] и многих других областях медицины.

При всей уникальности и специфичности различных областей медицины, обнаружили и общие принципы в качественных диагностических признаках. А именно, при анализе термометрических данных необходимо обратить особое внимание на признаки:

- 1) повышенная величина термоасимметрии между одноименными точками парных органов;
- 2) повышенная величина термоасимметрии внутри органа;
- 3) повышенный разброс температур между отдельными точками (или различными областями) в пораженных органах;
- 4) соотношение кожной и глубинной температур (внутренний градиент);
- 5) наличие и месторасположение «аномальных» температурных зон;
- 6) уровень изменчивости температурных полей, в том числе в зависимости от положения, режима измерений и т. д.

4. Новые возможности диагностики на основе интеллектуального анализа данных

Разработка диагностических технологий, основанных на интеграции современных физических методов, информационных технологий, медицинских знаний и математиче-

ских методов искусственного интеллекта, является в настоящее время крайне актуальной задачей. В первую очередь это вызвано необходимостью создания новой медицинской техники, предназначенной для функциональной диагностики. С другой стороны, создание такого медицинского оборудования, решая одни проблемы, порождает новые. В настоящее время трудности диагностики зачастую возникают не из-за дефицита необходимой информации, а из-за отсутствия соответствующих объективных методов ее структуризации, моделей интеграции и анализа измерений, алгоритмов выделения наиболее значимых признаков того или иного заболевания. Решение указанных проблем обеспечивает создание интеллектуальных систем интерпретации и анализа медицинских данных, существенно увеличивающих точность диагностики, проводимой специалистом. Интеллектуальными их принято называть в связи с тем, что в них предусмотрен механизм обоснования предлагаемых решений [29], использующий множество высококачественных специальных знаний из предметной области.

В настоящее время известно много экспертных систем для постановки медицинских диагнозов. Они построены главным образом на основе правил, описывающих сочетания различных симптомов различных заболеваний. С помощью таких правил узнают не только, чем болен пациент, но и как нужно его лечить. Технологии Data Mining позволяют обнаруживать в медицинских данных шаблоны, составляющие основу указанных правил. Б.А. Кобринский отмечает [29], что в последнее время появилась тенденция к широкому необоснованному использованию понятия «интеллектуальная система» по отношению к различным системам поддержки принятия решений и даже к информационным медицинским системам. В связи с этим представляется полезным рассмотреть принципиальные отличительные особенности интеллектуальных систем.

Говоря об искусственном интеллекте, обычно имеют в виду относительно ограниченные «разумные решения и логические рассуждения», осуществляемые с помощью специального программного средства, именуемого системой, основанной на знаниях специалистов. Консультативными интеллектуальные системы называют потому, что в них предусмотрен механизм объяснения и обоснования предлагаемых решений, включая альтернативные. Сложность медицинской проблемной области привела к тому, что наибольшее число интеллектуальных систем, среди различных областей знания, разработано для здравоохранения.

Знания врачей в значительной степени представляют собой синтез опыта и сведений в своей проблемной области, почерпнутых в процессе обучения и из литературных источников. Можно утверждать, что врач в конкретной ситуации сочетает базовые представления с личным опытом, привлекая аналогии для подтверждения своих предположений. Консультативные интеллектуальные системы (КИС), в отличие от систем распознавания состояний на основе вычислительных процедур (то есть статистической обработки данных о конкретных случаях заболеваний), имитируют логику врачебного мышления, опираясь на базу знаний (БЗ) в конкретной предметной области медицины. БЗ содержит формализованную информацию о связях, выраженности, диагностической (прогностической) значимости наблюдаемых признаков.

Сложность создания КИС заключается в адекватном представлении знаний предметной области: описательная модель — формальная модель — база знаний и механизм логического вывода. Наиболее важным и одновременно самым трудоемким разделом при создании КИС является этап концептуализации, предполагающий содержательный анализ предметной области: определение используемых понятий, их взаимосвязей и методов решения поставленных задач (см., например, [29–31]).

Приведем в качестве примера проблемы, возникающие при диагностике по данным микроволновой радиотермометрии. На первом этапе построения аппаратно-программного комплекса диагностики заболеваний нижних конечностей по данным микроволновой радиотермометрии применялись достаточно традиционные методы распознавания состояний на основе статистической обработки данных о конкретных случаях заболеваний (нейронные сети, байесовский классификатор и т. п.) (см., например, [9; 55]). Однако, невзирая на удовлетворительные результаты работы классификатора, как-то обосновать диагностическое решение данная система не могла. На втором этапе разработки комплекса в работе классификатора уже применялись диагностические признаки, созданные на основе формального математического описания симптомов, описанных специалистами-флебологами (см., например, [37; 46]). Подобный подход уже позволял обосновать предлагаемое диагностическое решение на языке, понятном врачам.

Опишем данный подход на примере создания консультативной системы диагностики заболеваний молочной железы на основании данных микроволновой радиотермометрии.

Как указывалось в предыдущем пункте статьи, в ходе исследований и анализа данных специалистами были выявлены следующие качественные признаки рака молочной железы: повышенная величина термоасимметрии между одноименными точками молочных желез; повышенный разброс температур между отдельными точками в пораженной молочной железе; повышенная дисперсия разности температур между железами; разница температур сосков; повышенная температура соска в пораженной молочной железе по сравнению со средней температурой молочной железы с учетом возрастных изменений температуры; соотношение кожной и глубинной температур; повышенное значение осцилляции температур в областях и другие. При создании интеллектуальных диагностических систем существенное значение имеют выявление и анализ числовых функций, описывающих качественные признаки. Очевидно, что таких функций существует достаточно много. Приведем некоторые примеры.

1. Повышенная величина термоасимметрии между одноименными точками молочных желез. В качестве функции, которая описывает данный эффект, можно использовать, например,

$$|t_{r,i} - t_{l,i}|, \quad (17)$$

где $t_{r,i}$ и $t_{l,i}$ — температуры в i -х точках правой и левой молочных желез соответственно.

2. Повышенная дисперсия разности температур между железами. В качестве функции, которая описывает данный эффект, можно использовать, например,

$$\sqrt{\sum_{i=0}^8 \frac{(\Delta t_i - t_{mm})^2}{9}}, \quad (18)$$

где $\Delta t_i = t_{r,i} - t_{l,i}$, $t_{mm} = \sum_{i=0}^8 \frac{\Delta t_i}{9}$.

3. Повышенный разброс температур между отдельными точками (или областями) в пораженной молочной железе. В качестве функции, которая описывает данный эффект, можно использовать, например,

$$t_m - t_i, \quad (19)$$

где $t_m = \sum_{i=1}^8 t_i$, а t_i — температура в i -й точке молочной железы. Аналогично вполне можно использовать ряд функций, описывающих разброс температур между различными областями молочной железы.

4. Повышенное значение температуры соска по сравнению с каждой точкой молочной железы. В качестве соответствующих функций можно использовать:

$$t_0 - t_i. \quad (20)$$

Аналогично можно использовать ряд функций, описывающих сравнение температуры соска со средней температурой различных областей молочной железы. Например, повышенное значение температуры соска по сравнению со средними значениями соседних точек молочной железы можно описать функциями

$$t_0 - (t_i + t_{i+1})/2. \quad (21)$$

В целом в данном исследовании было проанализировано более сотни числовых функций, которые характеризовали степень симметрии температурных полей, наличие (отсутствие) зон аномальной высокой (низкой) температуры и другие качественные диагностические признаки. Перейдем к точным определениям информативных признаков. Введем следующие обозначения. Пусть t_i^j , $i = 0, \dots, 9$ — температура i -й точки j -й молочной железы; $t_{10}^j = T_1$, $t_{11}^j = T_2$ — температуры опорных точек j -й молочной железы, измеренные в РТМ-диапазоне. Аналогично, пусть t_i^j , $i = 12, \dots, 22$ — температура i -й точки j -й молочной железы; $t_{23}^j = T_1$, $t_{24}^j = T_2$ — температуры опорных точек j -й молочной железы, измеренные в ИК-диапазоне. Тогда обучающую выборку можно представить в виде матрицы:

$$\begin{pmatrix} t_0^1 & \dots & t_{24}^1 \\ \dots & \dots & \dots \\ t_0^k & \dots & t_{24}^k \\ t_0^{k+1} & \dots & t_{24}^{k+1} \\ \dots & \dots & \dots \\ t_0^n & \dots & t_{24}^n \end{pmatrix}, \quad (22)$$

где t_i^j при $j = 1, \dots, k$ — температуры молочных желез здоровых пациенток; t_i^j при $j = k + 1, \dots, n$ — температуры молочных желез больных пациенток. Пусть f^q — q -я исследуемая функция, определенная на множестве векторов $O_q = \{(t_0^j, \dots, t_{24}^j)\}$, где $j = 1, \dots, n$. Обозначим $f_j^q = f^q(t_0^j, \dots, t_{24}^j)$. В работе исследуются всевозможные пары (f^q, X) , где X — подобласти множества O_q . Характеристический признак считается выполненным, если $f_j^q \in O_q \setminus X$ для некоторых $j = k + 1, \dots, n$ и $f_j^q \in X$ для всех $j = 1, \dots, k$. Таким образом, поиск характеристических признаков заключался в нахождении подобластей, на которых множество значений функций f^q , соответствующих множеству векторов (t_0^j, \dots, t_{24}^j) при $j = 1, \dots, k$, будет пустым. Из этих подобластей выбирается подобласть, содержащая множество значений функций f^q , которому соответствует наибольшее количество векторов (t_0^j, \dots, t_{24}^j) при $j = k + 1, \dots, n$.

Не вдаваясь в подробное описание полученных характеристических признаков, в качестве примера отметим, что у 15% больных разность глубинной и кожной температур соска меньше 0,7. Аналогично, у 10% больных разность глубинной температуры соска и средней температуры в первой и второй точках меньше -1,05. При исследовании было обнаружено несколько десятков достаточно значимых характеристических признаков. Более подробно они описаны в [36].

Данный подход вполне можно применять в более общем варианте. А именно, рассмотрим всевозможные вектор-функции $(f^{(q_1)}, \dots, f^{(q_m)})$. Будем считать характеристический признак выполненным, если $(f_j^{(q_1)}, \dots, f_j^{(q_m)}) \in R^m \setminus X$ для некоторых

$j = k + 1, \dots, n$ и $(f_j^{(q_1)}, \dots, f_j^{(q_m)}) \in X$ для всех $j = 1, \dots, k$. Например, в качестве возможных областей X можно рассматривать m -мерные многогранники. Алгоритмы их нахождения достаточно подробно исследованы в вычислительной геометрии. Аналогично одномерному случаю выбирается подобласть, содержащая множество значений вектор-функции $(f_j^{(q_1)}, \dots, f_j^{(q_m)})$, которой соответствует наибольшее количество векторов (t_0^j, \dots, t_{24}^j) при $j = k + 1, \dots, n$ (рис. 18).

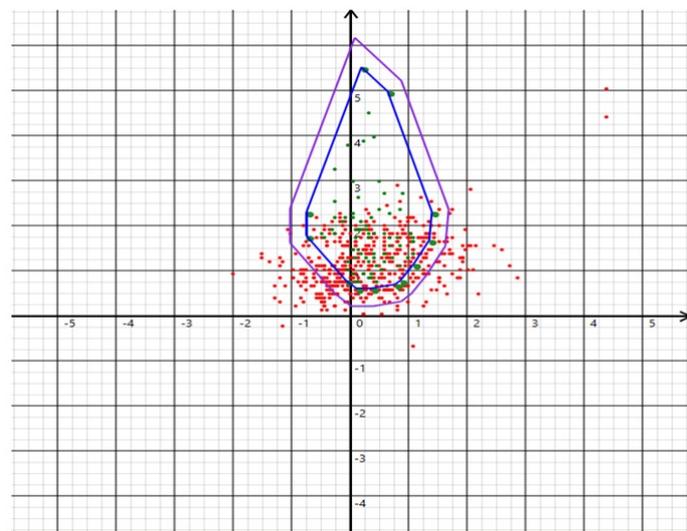


Рис. 18. Двумерный признак

Однако множество больных пациенток, у которых выполнен хотя бы один из характеристических признаков, оказалось, как и ожидалось, недостаточно широкими. Для одномерного случая оно составило примерно 60%. Применение существующих логических алгоритмов классификации (см., например, [20; 46]), нейронных сетей (см., например, [9]), или аппарата нечеткой логики (см., например, [52]), предполагает использование достаточно широкого набора высокоинформативных признаков. Информативность — количественный параметр, определяющий, насколько хорошо одна или несколько закономерностей описывают различия одной группы от другой. В качестве оценки возможно использование статистической информативности:

$$I_l^q = -\ln \frac{C_M^m C_K^k}{C_{M+K}^{m+k}}, \quad (23)$$

где M — количество молочных желез класса «Здоровые»; m — количество молочных желез класса «Здоровые», у которых выполнен признак; K — количество молочных желез класса «Больные»; k — количество молочных желез класса «Больные», у которых выполнен признак. Кроме того, в ряде случаев удобно пользоваться эвристической информативностью:

$$b_l^q = \frac{\max\{x, y\}}{\min\{x, y\}}, \quad (24)$$

где x — доля молочных желез класса «Здоровые», у которых выполнен признак; y — доля молочных желез класса «Больные», у которых выполнен признак и некоторые другие характеристик.

Достаточно приличные результаты были получены при использовании комбинированной информативности

$$c_l^a = \sqrt{I_l^a b_l^a}. \quad (25)$$

Задача нахождения высокоинформативных признаков сводилась к нахождению под-областей области изменения функций, предоставляющих максимальное значение комбинированной информативности. Например, если разность глубинной температуры соска и средней температуры в первой и второй точках меньше $-0,75$, то она равна $12,5$. Построенные на основе высокоинформативных признаков алгоритмы диагностики обеспечивают специфичность, чувствительность и точность около 90% .

Заключение

Отсутствие достаточно полного качественного и количественного описания поведения температурных полей в различных органах человека, как при наличии патологических процессов, так и при их отсутствии, существенно затрудняет разработку действенных методик медицинской диагностики. Представленный в данном обзоре анализ работ, посвященных описанию, математическому моделированию и интерпретации данных, получаемых с помощью микроволновой радиотермометрии, является одним из этапов решения указанной проблемы.

ПРИМЕЧАНИЕ

¹ Работа выполнена при финансовой поддержке грантов РФФИ (проект № 15-47-02475-р_поволжье_a и проект № 15-47-02642-р_поволжье_a).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Авдошин, В. П. Глубинная радиотермометрия в диагностике и оценке эффективности лечения урологических заболеваний / В. П. Авдошин, М. И. Андрухин, В. Н. Ширшов. — М. : Квантовая медицина, 2007. — 209 с.
2. Авраменко, Г. В. Использование радиотермометрии в скрининге непальпируемых новообразований молочных желез / Г. В. Авраменко // Вестник рентгенологии и радиологии. — 2007. — № 5. — С. 11–14.
3. Астахов, А. С. Эмпирическое изучение алгоритмов выделения контура для прототипа ЭС сортировки клеток / А. С. Астахов, В. В. Бумагин, П. А. Крылов // Результаты научных исследований и разработок : сб. ст. Междунар. науч.-практ. конф. — Стерлитамак, 2015. — С. 7–11.
4. Астраханцева, Е. В. Математическое моделирование гемодинамики крупных кровеносных сосудов / Е. В. Астраханцева, В. Ю. Гидаспов, Д. Л. Ревизников // Математическое моделирование. — 2005. — № 17 (8). — С. 61–80.
5. Богданов, А. К. Практические применения современных методов анализа изображений в медицине / А. К. Богданов, В. Д. Проценко. — М. : Изд-во РУДН, 2008. — 77 с.
6. Борисенков, М. Ф. Риск развития рака у женщин: возможная связь с географической широтой и некоторыми экономическими и социальными факторами / М. Ф. Борисенков // Вопросы онкологии. — 2011. — Т. 57, № 3. — С. 343.
7. Буваев, Ш. И. Микроволновая радиотермометрия в исследовании лимфатических узлов шеи в норме и при метастатическом поражении у больных раком гортани / Ш. И. Буваев // Вестник КГМА им. И.К. Ахунбаева. — 2012. — № 3. — С. 97–100.

8. Букатин, М. В. Анализ онкологической заболеваемости населения Волгоградской области / М. В. Букатин, Е. В. Илюхин, Л. П. Кнышова // *Фундаментальные исследования*. — 2007. — № 10. — С. 63.
9. Веденяпин, Д. А. Об одной нейросетевой модели диагностики венозных заболеваний / Д. А. Веденяпин, А. Г. Лосев // *Управление большими системами*. — 2012. — № 39. — С. 219–229.
10. Веснин, С. Г. Математическое моделирование собственного излучения головного мозга человека в микроволновом диапазоне / С. Г. Веснин, К. М. Седанкин, Н. А. Пашкова // *Биомедицинская радиоэлектроника*. — 2015. — № 3. — С. 17–32.
11. Веснин, С. Г. Математическое моделирование собственного излучения тканей человека в микроволновом диапазоне / С. Г. Веснин, К. М. Седанкин // *Биомедицинская радиоэлектроника*. — 2010. — № 9. — С. 33–44.
12. Веснин, С. Г. Микроволновая радиотермометрия — национальное достояние России / С. Г. Веснин // *Здравоохранение*. — 2007. — № 9. — С. 159–164.
13. Веснин, С. Г. Миниатюрные антенны-аппликаторы для микроволновых радиотермометров медицинского назначения / С. Г. Веснин, К. М. Седанкин // *Биомедицинская радиоэлектроника*. — 2011. — № 10. — С. 51–356.
14. Веснин, С. Г. Разработка серии антенн-аппликаторов для неинвазивного измерения температуры тканей организма человека при различных патологиях / С. Г. Веснин, К. М. Седанкин // *Инженерный журнал: наука и инновации*. — 2012. — № 11 (11). — С. 1–18. — DOI: 10.18698/2308-6033-2012-11-423.
15. Веснин, С. Г. Современная микроволновая радиотермометрия молочных желез / С. Г. Веснин, А. М. Каплан, Р. С. Авакян // *Медицинский альманах*. — 2008. — № 3. — С. 82–87.
16. Веснин, С. Г. Сравнение микроволновых антенн-аппликаторов медицинского назначения / С. Г. Веснин, К. М. Седанкин // *Биомедицинская радиоэлектроника*. — 2012. — № 10. — С. 63–74.
17. Влияние особенностей мелкомасштабной структуры молочной железы на распределение глубинной температуры при использовании радиотермометрической диагностики / А. В. Хоперсков, С. С. Храпов, В. В. Новочадов, Д. В. Бурнос // *Вестник Волгоградского государственного университета. Серия 1, Математика. Физика*. — 2014. — № 6. — С. 60–68.
18. Возможности полноцветной трехмерной реконструкции биологических объектов методом послойного наложения: коленный сустав крысы / А. А. Терпиловский, Х. П. Тирас, А. В. Хоперсков, В. В. Новочадов // *Вестник Волгоградского государственного университета. Серия 11, Естественные науки*. — 2015. — № 4 (14). — С. 9–19.
19. Волошин, В. Н. Использование радиотермометрии при определении уровня и способа ампутации нижних конечностей у больных с критической ишемией / В. Н. Волошин, А. С. Мухин, О. Е. Тараканова // *Современные технологии в медицине*. — 2011. — № 4. — С. 95–98.
20. Глазунов, В. А. Генетические алгоритмы определения высокоинформативных признаков заболеваний молочных желез / В. А. Глазунов, А. В. Зенович, А. Г. Лосев // *Вестник Волгоградского государственного университета. Серия 1, Математика. Физика*. — 2015. — № 5 (30). — С. 71–85.
21. Давыдов, Ю. М. Нелинейные немонотонные реологические свойства крови / Ю. М. Давыдов, И. М. Давыдов // *Вестник Пермского национального исследовательского политехнического университета. Механика*. — 2001. — № 9. — С. 10–19.
22. Давыдов, М. И. Рак молочной железы (атлас) / М. И. Давыдов, В. П. Летагин. — М. : АБВ-пресс, 2006. — 136 с.
23. Давыдов, М. И. Скрининг злокачественных опухолей / М. И. Давыдов, Д. Г. Заридзе // *Вестник РОНЦ им. Н.Н. Блохина*. — 2014. — Т. 25. — № 3. — С. 5–18.
24. Давыдов, М. И. Статистика злокачественных новообразований в России и странах СНГ в 2012 г. / М. И. Давыдов, Е. М. Аксель. — М. : Издательская группа РОНЦ, 2014. — 226 с.

25. Замечник, Т. В. Комбинированная радиотермометрия как метод исследования венозного кровообращения нижних конечностей / Т. В. Замечник, С. И. Ларин, А. Г. Лосев. — Волгоград : Изд-во ВолгГМУ, 2015. — 252 с.
26. Изучение надежности комбинированной термографии как метода диагностики состояния вен нижних конечностей / Т. В. Замечник, Н. С. Овчаренко, С. И. Ларин, А. Г. Лосев // Флебология. — 2010. — № 4 (3). — С. 23–26.
27. К вопросу об оптимизации скринингового обследования молочных желез методом микроволновой радиотермометрии / Т. В. Замечник, Е. А. Мазепа, С. И. Черкесова, Г. В. Панкова // Вестник новых медицинских технологий. — 2014. — № 21 (4). — С. 34–38.
28. Кляцкин, В. И. Распространение электромагнитных волн в случайно-неоднородной среде как задача статистической математической физики / В. И. Кляцкин // УФН. — 2004. — № 174. — С. 177–195.
29. Кобринский, Б. А. Консультативные интеллектуальные медицинские системы: классификация, принципы построения, эффективность / Б. А. Кобринский // Врач и информационные технологии. — 2008. — № 2. — С. 38–47.
30. Кобринский, Б. А. Системы поддержки принятия решений в здравоохранении и обучении / Б. А. Кобринский // Врач и информационные технологии. — 2010. — № 2. — С. 39–45.
31. Кобринский, Б. А. Ретроспективный анализ медицинских экспертных систем / Б. А. Кобринский // Новости искусственного интеллекта. — 2005. — № 2. — С. 6–17.
32. Козлов, С. В. Сравнительный анализ методов преинвазивной диагностики меланомы кожи / С. В. Козлов // Саратовский научно-медицинский журнал. — 2013. — № 9 (1). — С. 88–91.
33. Колесов, С. Н. Исследование радиояркостной температуры здорового человека в СВЧ диапазоне / С. Н. Колесов, Ж. В. Прахова, Г. М. Дмитриева // Тепло радиовидение в травматологии и ортопедии : сб. науч. тр. ГНИИТО. — Горький, 1988. — С. 129–136.
34. Конушин, А. Слежение за точечными особенностями сцены / А. Конушин // Компьютерная графика и мультимедиа. — 2003. — № 1 (5). — С. 6.
35. Лосев, А. Г. О взаимосвязи некоторых признаков РТМ-диагностики заболеваний молочных желез / А. Г. Лосев, Е. А. Мазепа, Х. М. Сулейманова // Вестник Волгоградского государственного университета. Серия 1, Математика. Физика. — 2015. — № 4 (29). — С. 35–51.
36. Лосев, А. Г. О некоторых характерных признаках в диагностике патологии молочных желез по данным микроволновой радиотермометрии / А. Г. Лосев, Е. А. Мазепа, Т. В. Замечник // Современные проблемы науки и образования. — 2014. — № 6. — С. 254–261.
37. Лосев, А. Г. Об одном алгоритме классификации в методе комбинированной термографии диагностики венозных заболеваний / А. Г. Лосев, Т. А. Ставров // Естественные и технические науки. — 2011. — № 5 (55). — С. 268–270.
38. Лущик, У. Б. Некоторые аспекты прикладной гемодинамики в эпоху прижизненных визуализирующих технологий / У. Б. Лущик, В. В. Новицкий. — Киев : Истина, 2005. — 136 с.
39. Маречек, С. В. Радиометрические методы исследования температурного режима приповерхностного слоя биоткани / С. В. Маречек // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. — 2003. — № 8. — С. 57–64.
40. Мартироссов, Э. Г. Технологии и методы определения состава тела человека / Э. Г. Мартироссов, Д. В. Николаев, С. Г. Руднев. — М. : Наука, 2006. — 248 с.
41. Математическое моделирование гемодинамики сердечно-сосудистой системы с учетом влияния нейрорегуляции / В. Б. Кошелев, С. И. Мухин, Н. В. Соснин, А. П. Фаворский // Математическое моделирование. — 2007. — Т. 19, № 3. — С. 15–28.
42. Математическое моделирование квази-одномерной гемодинамики / В. Б. Кошелев, С. И. Мухин, Н. В. Соснин, А. П. Фаворский. — М. : МАКС Пресс, 2010. — 114 с.
43. Моисеенко, В. М. Кинетические особенности роста рака молочной железы и их

значение для раннего выявления опухоли / В. М. Моисеенко, В. Ф. Семиглазов // Маммология. — 1997. — № 3. — С. 3–11.

44. Мустафин, Ч. Н. Опыт использования радиотермометрии в диагностике злокачественных опухолей молочной железы / Ч. Н. Мустафин // Российский онкологический журнал. — 2009. — № 4. — С. 36–42.

45. Новрузов, И. И. Исследование электромагнитных и тепловых полей в ближней зоне контактного волноводного аппликатора / И. И. Новрузов, В. В. Комаров // Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Технические науки. — 2011. — № 4 (20). — С. 151–158.

46. О некоторых характерных признаках в диагностике заболеваний нижних конечностей методом комбинированной термографии / Е. В. Анисимова, Т. В. Замечник, А. Г. Лосев, Е. А. Мазепа // Вестник новых медицинских технологий. — 2011. — № 18 (2). — С. 329–330.

47. Первый опыт радиотермографии в диагностике заболеваний щитовидной железы / П. С. Ветшев, К. Е. Чилингарида, А. В. Золкин, С. Г. Веснин, Д. И. Габаидзе, Д. А. Баный // Хирургия. — 2006. — № 6. — С. 54–58.

48. Попков, В. М. Канцерогенез: патофизиологические и клинические аспекты / В. М. Попков, Н. П. Чеснокова, В. Ю. Барсукова. — Саратов : Изд-во СГМУ, 2011. — 600 с.

49. Применение радиотермометра диагностического компьютеризированного интегральной глубинной температуры ткани для диагностики рака молочной железы / Л. М. Бурдина, В. А. Хайленко, Е. В. Кижаяев, А. А. Легков, Е. Г. Пинхосевич, Ч. К. Мустафин, А. В. Вайсблат, С. Г. Веснин, Н. Н. Тихомирова. — М. : РМАПО, 1999. — 35 с.

50. Применение радиотермометра для диагностики рака молочной железы / Л. М. Бурдина, А. В. Вайсблат, С. Г. Веснин, М. А. Конкин, А. В. Лашенков, Н. Г. Наумкина, Н. Н. Тихомирова // Маммология. — 1998. — № 2. — С. 3–12.

51. Ряженев, В. В. Анализ заболеваемости раком молочной железы с учетом статуса HER2 на территории Российской Федерации / В. В. Ряженев, С. Г. Горохова // Современная онкология. — 2011. — № 3. — С. 19–22.

52. Синтез гибридных нечетких решающих правил для классификации клинических вариантов течения генитального герпеса на основе моделей системных взаимосвязей / Н. А. Корневский, М. И. Лукашов, М. В. Артеменко, Н. М. Агарков // Фундаментальные исследования. — 2014. — № 10. — С. 901–907.

53. Сойфер, В. А. Методы компьютерной обработки изображений / В. А. Сойфер. — М. : ФИЗМАТЛИТ, 2003. — 192 с.

54. Соколова, И. А. Синдром повышенной вязкости крови / И. А. Соколова, В. Б. Кошелев // Технологии живых систем. — 2011. — Т. 8, № 6. — С. 78–81.

55. Способ комбинированной термометрии и математические модели вероятностной диагностики заболеваний вен нижних конечностей / Т. В. Замечник, С. И. Ларин, А. Г. Лосев, Н. С. Овчаренко // Вестник новых медицинских технологий. — 2009. — № 16 (4). — С. 14–16.

56. Сравнение двух математических моделей для описания пространственной динамики процесса свертывания крови / А. И. Лобанов, Т. К. Старожилова, В. И. Зарницына, Ф. И. Атауллаханов // Математическое моделирование. — 2003. — № 15 (1). — С. 14–28.

57. Страхова, Н. В. Рак молочной железы: анализ показателей заболеваемости и смертности в Свердловской области за 20 лет / Н. В. Страхова, С. М. Демидов, И. С. Булавина // Уральский медицинский журнал. — 2012. — № 4. — С. 103–105.

58. Суперкомпьютерные технологии для моделирования гидродинамических течений / С. С. Храпов, М. А. Бутенко, А. В. Писарев, А. В. Хоперсков. — Волгоград : Изд-во ВолГУ, 2012. — 208 с.

59. Тамкович, С. Н. Современные методы диагностики рака молочной железы / С. Н. Тамкович, В. Е. Войицкий, П. П. Лактионов // Биомедицинская химия. — 2014. — № 2. — С. 141–160.

60. Теоретические исследования отдельных физических и физиологических факторов, влияющих на качество обследования пациентов с варикозной болезнью вен нижних конечностей методом комбинированной термографии / Е. В. Анисимова, Т. В. Замечник, С. И. Ларин, А. Г. Лосев, Е. А. Мазепа // Вестник новых медицинских технологий. — 2011. — № 18 (24). — С. 280–282.

61. Убайчин, А. В. Печатная антенна для измерения глубинной температуры биологических объектов аппликационным радиометрическим СВЧ-методом / А. В. Убайчин // Доклады ТУСУР. — 2013. — № 3 (29). — С. 47–52.

62. Фадеев, Р. Ю. Алгоритм построения редуцированной сетки на сфере для конечно-разностной глобальной модели атмосферы / Р. Ю. Фадеев // Журнал вычислительной математики и математической физики. — 2013. — Т. 53, № 2. — С. 291–308.

63. Хашукоева, А. З. Применение трансабдоминальной и вагинальной радиотермометрии в комплексной диагностике воспалительных заболеваний придатков матки / А. З. Хашукоева, Е. А. Цомаева, Н. Д. Водяник // Лечение и профилактика. — 2012. — № 1. — С. 26–30.

64. 4D-модели в задачах экологического моделирования: проектирование информационной системы / С. С. Храпов, И. А. Кобелев, А. В. Писарев, А. В. Хоперсков // Вестник Волгоградского государственного университета. Серия 10, Инновационные технологии. — 2011. — № 5. — С. 119–124.

65. Численная модель динамики поверхностных вод в русле Волги: оценка коэффициента шероховатости / А. В. Писарев, С. С. Храпов, Е. О. Агафонникова, А. В. Хоперсков // Вестник Удмуртского университета. Математика. Механика. Компьютерные науки. — 2013. — № 1. — С. 114–130.

66. Численная схема для моделирования динамики поверхностных вод на основе комбинированного SPH-TVD-подхода / С. С. Храпов, А. В. Хоперсков, Н. М. Кузьмин, А. В. Писарев, И. А. Кобелев // Вычислительные методы и программирование: новые вычислительные технологии. — 2011. — Т. 12, № 1. — С. 282–297.

67. Чиссов, В. И. Скрининг рака молочной железы: история и перспективы / В. И. Чиссов, В. А. Солодкий, Д. Д. Пак // Онкология. — 2013. — № 2. — С. 46–51.

68. Akki, R. S. A study of factors influencing detectability of breast tumour in microwave radiometry / R. S. Akki, K. Arunachalam // Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 36th Annual International Conference of the IEEE. — 2014. — P. 1119–1122.

69. Aletti, M. Modeling autoregulation in three-dimensional simulations of retinal hemodynamics / M. Aletti, J.-F. Gerbeau, D. Lombardi // Journal for Modeling in Ophthalmology. — 2015. — Vol. 1. — Article ID: <hal-01242748>.

70. Bardati, F. Modeling the Visibility of Breast Malignancy by a Microwave Radiometer / F. Bardati, S. Iudicello // IEEE Trans. Biomed. Engineering. — 2008. — Vol. 55 (1). — P. 214–221.

71. Barrett, A. H. Microwave Thermography in the Detection of Breast Cancer / A. H. Barrett, P. C. Myers, N. L. Sadowsky // Am. J. Roentgenol. — 1980. — № 34 (2). — P. 365–368.

72. Barrett, A. H. Subcutaneous Temperature: A method of Noninvasive Sensing / A. H. Barrett, P. C. Myers // Science. — 1975. — Vol. 190. — P. 669–671.

73. Bihlo, A. Parallel stochastic methods for PDE based grid generation / A. Bihlo, R. D. Haynes // Computers & Mathematics with Applications. — 2014. — Vol. 68, iss. 8. — P. 804–820.

74. Cheever, E. A. Microwave Radiometry in Living Tissue: What Does it Measure / E. A. Cheever, K. R. Foster // IEEE Trans. Biomed. Engineering. — 1992. — Vol. 39. — P. 863–867.

75. Computational model of EGFR and IGF1R pathways in lung cancer: a Systems Biology approach for Translational Oncology / F. Bianconi, E. Baldelli, L. Crina, A. Flacco // Biotechnology Advances. — 2012. — № 30 (1). — P. 142–153.

76. Das, K. Estimation of tumor characteristics in a breast tissue with known skin surface temperature / K. Das, S. C. Mishra // Journal of Thermal Biology. — 2013. — № 38. —

P. 311–317. — DOI: 10.1016/j.jtherbio.2013.04.001.

77. Fear, K. E. Microwave detection of breast cancer / K. E. Fear, M. Stuchly // IEEE Trans. Microwave Theory Tech. — 2000. — Vol. 48 (11). — P. 1854–1863.

78. Filatov, A. V. A two-receiver microwave radiometer with high transfer characteristic linearity / A. V. Filatov, A. V. Ubaichin, A. A. Bombizov // Measurement Techniques. — 2013. — Vol. 55, № 11. — P. 1281–1286.

79. 5D respiratory motion model based image reconstruction algorithm for 4D cone-beam computed tomography / J. Liu, X. Zhang, X. Zhang, H. Zhao, Y. Gao, D. Thomas, D. A. Low, H. Gao // Inverse Problems. — 2015. — Vol. 31, № 11. — Article ID: 115007. — DOI: 10.1088/0266-5611/31/11/115007.

80. Gautherie, M. Temperature and Blood Flow Patterns in Breast Cancer During Natural Evolution and Following Radiotherapy / M. Gautherie // Biomedical Thermology. — 1982. — Vol. 107. — P. 21–64.

81. Hamlin, S. K. Basic Concepts of Hemorheology in Microvascular Hemodynamics / S. K. Hamlin, P. Z. Strauss // Critical care nursing clinics of north America. — 2014. — Vol. 26 (3). — P. 337–344.

82. Herman, I. P. Physics of the Human Body / I. P. Herman. — Berlin ; Heidelberg : Springer-Verlag, 2007. — 880 p.

83. Imaging tumor vascularization for detection and diagnosis of breast cancer / M. Heijblom, M. Klaase, F. M. Engh, M. Heijblom // Technol. Cancer Res. Treat. — 2011. — Vol. 10 (6). — P. 607–623.

84. Implementing Graphic User Interface System for Microwave Radiometry Data to Utilize Breast Cancer Diagnosis / S.-W. Shin, K.-S. Kim, J.-W. Lee, J.-S. Han, K.-H. Neo // The Transactions of the Korean Institute of Electrical Engineers. — 2013. — Vol. 62, № 6. — P. 818–824.

85. Leroy, Y. Non-invasive microwave radiometry thermometry / Y. Leroy, B. Bocquet, A. Mammouni // Physiol. Means. — 1998. — Vol. 19. — P. 127–148.

86. Molecular profiling of male breast cancer / I. Johanssona, F. Killandera, B. Linderholmd, I. Hedenfalk // The International Journal of Biochemistry & Cell Biology. — 2004. — Vol. 53. — P. 526–535.

87. Ng, E.-K. Computer simulation in conjunction with medical thermography as an adjunct tool for early detection of breast cancer / E.-K. Ng, N. M. Sudharson // BMC Cancer. — 2004. — Vol. 4. — P. 17–22. — DOI: 10.1186/1471-2407-4-17.

88. Numerical 3D modeling of heat transfer in human tissues for microwave radiometry monitoring of brown fat metabolism / D. B. Rodrigues, P. F. Maccarini, S. Salahi, E. Colebeck, E. Topsakal, P. J. Pereira, P. Limao-Vieira, P. R. Stauffer // Proc. SPIE 8584, Energy-based Treatment of Tissue and Assessment VII. — , 2013. — P. . — DOI: 10.1117/12.2004931.

89. Pelc, N. J. Proc. SPIE 8313. Medical Imaging 2012: Physics of Medical Imaging / N. J. Pelc, R. M. Nishikawa, B. R. Whiting. — San Diego; California, USA, 2012. — 213 p.

90. Robustness of complex feedback systems: application to oncological biochemical networks / F. Bianconi, E. Baldellii, V. Ludovini, L. Crino, P. Valigi // International Journal of Control. — 2013. — № 86. — P. 1304–1321.

91. Rodrigues, D. B. Numerical 3D modeling of heat transfer in human tissues for microwave radiometry monitoring of brown fat metabolism / D. B. Rodrigues // Progress in Biomedical Optics and Imaging — Proceedings of SPIE. — 2013. — Article ID: 8584.

92. Russel, K. H. Intermediate Physics for Medicine and Biology / K. H. Russel, J. R. Bradley. — N.-Y. : Springer Science+Business Media, LLC, 2007. — 616 p.

93. Shah, T. H. Non-Invasive Devices for Early Detection of Breast Tissue Oncological Abnormalities Using Microwave Radio Thermometry / T. H. Shah, E. Siores, C. Daskalakis // Advances in Cancer Therapy. — 2011. — Vol. 190. — P. 447–476.

94. Sherwood, L. Fundamentals of Human Physiology / L. Sherwood. — Belmont : Brooks/Cole, 2012. — 720 p.

95. Spectrotemporal CT data acquisition and reconstruction at low dose / D. P. Clark,

C.-L. Lee, D. G. Kirsch, C. T. Badea // *Medical Physics*. — 2015. — Vol. 42, № 11. — P. 6317–6336. — DOI: <http://dx.doi.org/10.1118/1.4931407>.

96. Stauffer, P. R. Utility of Microwave Radiometry for Diagnostic and Therapeutic Applications of Non-Invasive Temperature Monitoring / P. R. Stauffer, D. R. Rodrigues, P. R. Stauffer // *IEEE BenMAS (Benjamin Franklin Symposium on Microwave and Antenna Sub-systems)*. — 2014. — DOI: <http://dx.doi.org/10.13140/2.1.3762.0487>.

97. Temperature anomaly detection and estimation using microwave radiometry and anatomical information / P. Kelly, T. Sobers, B. S. Peter, P. Siqueira, G. Capraro // *Proc. SPIE 7961, Medical Imaging 2011: Physics of Medical Imaging*. — 2011. — Article ID: 79614U. — DOI: <http://dx.doi.org/10.1117/12.878136>.

98. Thermal monitoring: invasive, minimal-invasive and non-invasive approaches / P. Wust, C. H. Choo, B. Hildebrandt, J. Gellermann // *Int J. Hyperthermia*. — 2006. — Vol. 22 (3). — P. 255–262.

99. Van Ongeval, Ch. Digital mammography for screening and diagnosis of breast cancer: an overview / Ch. Van Ongeval // *PubMed PMID*. — 2007. — Vol. 90 (3). — P. 163–166.

100. Zhang, Y. Task based visualization of 5D brain EIT data / Y. Zhang, P. J. Passmore, R. H. Bayford // *Proceedings of the 2009 ACM symposium on Applied Computing — SAC '09. Association for Computing*. — 2009. — P. 831–835.

REFERENCES

1. Avdoshin V.P., Andryukhin M.I., Shirshov V.N. *Glubinnaya radiotermometriya v diagnostike i otsenke effektivnosti lecheniya urologicheskikh zabolevaniy* [Depth Radiometry in the Diagnosis and Assessment of Treatment Effectiveness Urologic Diseases]. Moscow, Kvantovaya meditsina Publ., 2007. 209 p.

2. Avramenko G.V. Ispolzovanie radiotermometrii v skrininge nepalpiruemykh novoobrazovaniy molochnykh zhelez [Using Microwave Radiometry in the Screening of Non-Palpable Breast Neoplasms]. *Vestnik rentgenologii i radiologii*, 2007, no. 5, pp. 11-14.

3. Astakhov A.S., Bumagin V.V., Krylov P.A. Empiricheskoe izuchenie algoritmov vydeleniya kontura dlya prototipa ES sortirovki kletok [An Empirical Study of the Edge Enhancement Algorithms for the Prototype of Cell Sorting Expert System]. *Rezultaty nauchnykh issledovaniy i razrabotok : sb. st. Mezhdunar. nauch.-prakt. konf.*. Sterlitamak, 2015, pp. 7-11.

4. Astrakhantseva E.V., Gidasov V.Yu., Reviznikov D.L. Matematicheskoe modelirovanie gemodinamiki krupnykh krovenosnykh sudov [Mathematical Modelling of Hemodynamics of Large Blood Vessels]. *Matematicheskoe modelirovanie* [Mathematical Models and Computer Simulations], 2005, no. 17 (8), pp. 61-80.

5. Bogdanov A.K., Protsenko V.D. *Prakticheskie primeneniya sovremennykh metodov analiza izobrazheniy v meditsine* [Practical Application of Modern Methods for Image Analysis in Medicine]. Moscow, Izd-vo RUDN Publ., 2008. 77 p.

6. Borisenkov M.F. Risk razvitiya raka u zhenshchin: vozmozhnaya svyaz s geograficheskoy shirotoy i nekotorymi ekonomicheskimi i sotsialnymi faktorami [The Risk of Developing Cancer in Women: a Possible Link with the Geographical Latitude and Some Economic and Social Factors]. *Voprosy onkologii* [Problems in Oncology], 2011, vol. 57, no. 3, pp. 343.

7. Buvaev Sh.I. Mikrovolnovaya radiotermometriya v issledovanii limfaticeskikh uzlov shei v norme i pri metastaticheskom porazhenii u bolnykh rakom gortani [Microwave Radiometry in Study of Cervical Lymph Nodes in Normal and Metastatic Lesions in Patients with Laryngeal Cancer]. *Vestnik KGMA im. I.K. Akhunbaeva*, 2012, no. 3, pp. 97-100.

8. Bukatin M.V., Ilyukhin E.V., Knyshova L.P. Analiz onkologicheskoy zabolevaemosti naseleniya Volgogradskoy oblasti [Analysis of Cancer Incidence in the Population of the Volgograd Region]. *Fundamentalnye issledovaniya*, 2007, no. 10, pp. 63.

9. Vedenyapin D.A., Losev A.G. Ob odnoy neyrosetevoy modeli diagnostiki venoznykh zabolevaniy [On a Neural Network Model of Diagnosis of Venous Diseases]. *Upravlenie bolshimi sistemami*, 2012, no. 39, pp. 219-229.
10. Vesnin S.G., Sedankin K.M., Pashkova N.A. Matematicheskoe modelirovanie sobstvennogo izlucheniya golovnogo mozga cheloveka v mikrovolnovom diapazone [Mathematical Modeling Self-Radiation of the Human Brain in Microwave Range]. *Biomeditsinskaya radioelektronika*, 2015, no. 3, pp. 17-32.
11. Vesnin S.G., Sedankin K.M. Matematicheskoe modelirovanie sobstvennogo izlucheniya tkaney cheloveka v mikrovolnovom diapazone [Mathematical Modeling of the Intrinsic Emission of Human Tissue in the Microwave Range]. *Biomeditsinskaya radioelektronika*, 2010, no. 9, pp. 33-44.
12. Vesnin S.G. Mikrovolnovaya radiotermometriya — natsionalnoe dostoyanie Rossii [Microwave Radiometry — Russian National Treasure]. *Zdravookhranenie*, 2007, no. 9, pp. 159-164.
13. Vesnin S.G., Sedankin K.M. Miniaturnyye anteny-applikatory dlya mikrovolnovykh radiotermometrov meditsinskogo naznacheniya [Miniature Antenna Applicators for Medical Microwave Radiometry Destination]. *Biomeditsinskaya radioelektronika*, 2011, no. 10, pp. 51-356.
14. Vesnin S.G., Sedankin K.M. Razrabotka serii antenn-applikatorov dlya neinvazivnogo izmereniya temperatury tkaney organizma cheloveka pri razlichnykh patologiyakh [Development of the Series of Antennas-Applicators for Non-Invasive Measurement of Tissue Temperature the Human Body in Various Pathologies]. *Inzhenernyy zhurnal: nauka i innovatsii*, 2012, no. 11 (11), pp. 1-18. DOI: 10.18698/2308-6033-2012-11-423.
15. Vesnin S.G., Kaplan A.M., Avakyan R.S. Sovremennaya mikrovolnovaya radiotermometriya molochnykh zhelez [Modern Microwave Radiometry of Breast]. *Meditsinskiy almanakh*, 2008, no. 3, pp. 82-87.
16. Vesnin S.G., Sedankin K.M. Sravnenie mikrovolnovykh antenn-applikatorov meditsinskogo naznacheniya [Comparison of Microwave Antennas-Applicators for Medical Purposes]. *Biomeditsinskaya radioelektronika*, 2012, no. 10, pp. 63-74.
17. Khoperskov A.V., Khrapov S.S., Novochadov V.V., Burnos D.V. Vliyaniye osobennostey melkomasshtabnoy struktury molochnoy zhelezy na raspredeleniye glubinnoy temperatury pri ispolzovanii radiotermometricheskoy diagnostiki [The Influence of Small-Scale Structure of the Breast on the Distribution of Internal Temperature Using Microwave Radiometry Diagnostics]. *Vestnik Volgogradskogo gosudarstvennogo universiteta. Seriya 1, Matematika. Fizika* [Science Journal of Volgograd State University. Mathematics. Physics], 2014, no. 6, pp. 60-68.
18. Terpilovskiy A.A., Tiras Kh.P., Khoperskov A.V., Novochadov V.V. Vozmozhnosti polnotsvetnoy trekhmernoy rekonstruktsii biologicheskikh obyektov metodom posloynogo nalozheniya: kolennyy sustav krysy [The Possibilities of Full-Color Three-Dimensional Reconstruction Using Layer-By-Layer Overlay Method: a Rat Knee]. *Vestnik Volgogradskogo gosudarstvennogo universiteta. Seriya 11, Estestvennyye nauki* [Science Journal of Volgograd State University. Natural Sciences], 2015, no. 4 (14), pp. 9-19.
19. Voloshin V.N., Mukhin A.S., Tarakanova O.E. Ispolzovanie radiotermometrii pri opredelenii urovnya i sposoba amputatsii nizhnikh konechnostey u bolnykh s kriticheskoy ishimiei [Using Radiometry in Determining the Level and Method of Amputation of the Lower Extremities in Patients with Critical Ishim]. *Sovremennyye tekhnologii v meditsine*, 2011, no. 4, pp. 95-98.
20. Glazunov V.A., Zenovich A.V., Losev A.G. Geneticheskie algoritmy opredeleniya vysokoinformativnykh priznakov zabolevaniy molochnykh zhelez [Genetic Algorithms for Determining Highly Informative Signs of Breast Diseases]. *Vestnik Volgogradskogo gosudarstvennogo universiteta. Seriya 1, Matematika. Fizika* [Science Journal of Volgograd State University. Mathematics. Physics], 2015, no. 5 (30), pp. 71-85.
21. Davydov Yu.M., Davydov I.M. Nelineynyye nemonotonnyye reologicheskie svoystva krovi [Nonlinear Non-Monotonic Rheological Properties of Blood]. *Vestnik Permskogo natsionalnogo issledovatel'skogo politekhnicheskogo universiteta. Mekhanika*, 2001, no. 9, pp. 10-19.
22. Davydov M.I., Letyagin V.P. *Rak molochnoy zhelezy (atlas)* [Breast Cancer (Atlas)].

Moscow, ABV-press Publ., 2006. 136 p.

23. Davydov M.I., Zaridze D.G. Skrining zlokachestvennykh opukholey [Screening of Cancer]. *Vestnik RONTs im. N.N. Blokhina*, 2014, vol. 25, no. 3, pp. 5-18.

24. Davydov M.I., Aksel E.M. *Statistika zlokachestvennykh novoobrazovaniy v Rossii i stranakh SNG v 2012 g.* [Statistics of Malignant Tumors in Russia and the CIS in 2012]. Moscow, Izdatelskaya gruppa RONTs Publ., 2014. 226 p.

25. Zamechnik T.V., Larin S.I., Losev A.G. *Kombinirovannaya radiotermometriya kak metod issledovaniya venoznogo krovoobrashcheniya nizhnikh konechnostey* [Combined Radiometry as a Method of Investigation of the Venous Circulation in Lower Limb]. Volgograd, Izd-vo VolgGMU Publ., 2015. 252 p.

26. Zamechnik T.V., Ovcharenko N.S., Larin S.I., Losev A.G. Izuchenie nadezhnosti kombinirovannoy termografii kak metoda diagnostiki sostoyaniya ven nizhnikh konechnostey [Study Reliability Combined Thermography as a Diagnostic Method the State of the Veins of the Lower Extremities]. *Flebologiya*, 2010, no. 4 (3), pp. 23-26.

27. Zamechnik T.V., Mazepa E.A., Cherkesova S.I., Pankova G.V. K voprosu ob optimizatsii skriningovogo obsledovaniya molochnykh zhelez metodom mikrovolnovoy radiotermometrii [To the Question of Optimizing Breast Screening By Microwave Radiometry]. *Vestnik novykh meditsinskikh tekhnologiy*, 2014, no. 21 (4), pp. 34-38.

28. Klyatskin V.I. Rasprostranenie elektromagnitnykh voln v sluchayno-neodnorodnoy srede kak zadacha statisticheskoy matematicheskoy fiziki [Electromagnetic Wave Propagation in a Randomly Inhomogeneous Medium as a Problem in Mathematical Statistical Physics]. *UFN [Physics-Uspekhi]*, 2004, no. 174, pp. 177-195.

29. Kobrinskiy B.A. Konsultativnye intellektualnye meditsinskie sistemy: klassifikatsiya, printsipy postroeniya, effektivnost [Consulting Intelligent Medical Systems: Classification, Principles of Construction, Efficiency]. *Vrach i informatsionnye tekhnologii*, 2008, no. 2, pp. 38-47.

30. Kobrinskiy B.A. Sistemy podderzhki prinyatiya resheniy v zdavookhraneni i obuchenii [Decision Support Systems in Health and Education]. *Vrach i informatsionnye tekhnologii*, 2010, no. 2, pp. 39-45.

31. Kobrinskiy B.A. Retrospektivnyy analiz meditsinskikh ekspertnykh sistem [A Retrospective Analysis of Medical Expert Systems]. *Novosti iskusstvennogo intellekta*, 2005, no. 2, pp. 6-17.

32. Kozlov S.V. Sravnitelnyy analiz metodov preinvazivnoy diagnostiki melanomy kozhi [Comparative Analysis of Methods Preinvasive Diagnosis of Melanoma of the Skin]. *Saratovskiy nauchno-meditsinskiy zhurnal*, 2013, no. 9 (1), pp. 88-91.

33. Kolesov S.N., Prakhova Zh.V., Dmitrieva G.M. Issledovanie radioyarkostnoy temperatury zdorovogo cheloveka v SVCh diapazone [Study of Brightness Temperature of a Healthy Person in the Microwave Range]. *Teploradiovidenie v travmatologii i ortopedii : sb. nauch. tr. GNIITO*. Gorkiy, 1988, pp. 129-136.

34. Konushin A. Slezhenie za tochechnymi osobennostyami stseny [Point Feature Tracking]. *Kompyuternaya grafika i multimedia*, 2003, no. 1 (5), pp. 6.

35. Losev A.G., Mazepa E.A., Suleymanova Kh.M. O vzaimosvyazi nekotorykh priznakov RTM-diagnostiki zabolevaniy molochnykh zhelez [The Relationship Between Some Signs of RTM- Diagnosis of Breast Diseases]. *Vestnik Volgogradskogo gosudarstvennogo universiteta. Seriya 1, Matematika. Fizika* [Science Journal of Volgograd State University. Mathematics. Physics], 2015, no. 4 (29), pp. 35-51.

36. Losev A.G., Mazepa E.A., Zamechnik T.V. O nekotorykh kharakternykh priznakakh v diagnostike patologii molochnykh zhelez po dannym mikrovolnovoy radiotermometrii [Some Typical Symptoms in the Diagnosis of Breast Pathology Glands According Microwave Radiometry]. *Sovremennye problemy nauki i obrazovaniya*, 2014, no. 6, pp. 254-261.

37. Losev A.G., Stavrov T.A. Ob odnom algoritme klassifikatsii v metode kombinirovannoy termometrii diagnostiki venoznykh zabolevaniy [A Classification Algorithm Combined Method of Thermometry Diagnosis of Venous Diseases]. *Estestvennye i tekhnicheskie nauki*, 2011, no. 5 (55), pp. 268-270.

38. Lushchik U.B., Novitskiy V.V. *Nekotorye aspekty prikladnoy gemodinamiki v*

epokhu prizhiznennykh vizualiziruyushchikh tekhnologiy [Some Aspects of the Applied Hemodynamics in the Era of Intravital Imaging Technology]. Kiev, Istina Publ., 2005. 136 p.

39. Marechek S.V. Radiometricheskie metody issledovaniya temperaturного rezhima pri poverkhnostnomu sloya biotkani [Radiometric Methods for Studying Temperature of the Surface Layer of Biological Tissue]. *Biomeditsinskie tekhnologii i radioelektronika*, 2003, no. 8, pp. 57-64.

40. Martirossov E.G., Nikolaev D.V., Rudnev S.G. *Tekhnologii i metody opredeleniya sostava tela cheloveka* [Technologies and Methods of Determining the Composition of the Human Body]. Moscow, Nauka Publ., 2006. 248 p.

41. Koshelev V.B., Mukhin S.I., Sosnin N.V., Favorskiy A.P. Matematicheskoe modelirovanie gemodinamiki serdechno-sosudistoy sistemy s uchetom vliyaniya neyroregulyatsii [Mathematical Modeling of Hemodynamics of the Cardiovascular System, Taking Into Account of Neuroregulation]. *Matematicheskoe modelirovanie* [Mathematical Models and Computer Simulations], 2007, vol. 19, no. 3, pp. 15-28.

42. Koshelev V.B., Mukhin S.I., Sosnin N.V., Favorskiy A.P. *Matematicheskoe modelirovanie kvazi-odnomernoy gemodinamiki* [Mathematical Modeling of Quasi-One-Dimensional Hemodynamics]. Moscow, MAKS Press Publ., 2010. 114 p.

43. Moiseenko V.M., Semiglazov V.F. Kineticheskie osobennosti rosta raka molochnoy zhelezy i ikh znachenie dlya rannego vyyavleniya opukholi [Kinetics of Breast Cancer Growth and Its Significance for the Early Detection of Tumors]. *Mammologiya*, 1997, no. 3, pp. 3-11.

44. Mustafin Ch.N. Opyt ispolzovaniya radiotermometrii v diagnostike zlokachestvennykh opukholey molochnoy zhelezy [Experience of Using Radiometry in Diagnosis Breast Cancers]. *Rossiyskiy onkologicheskiy zhurnal*, 2009, no. 4, pp. 36-42.

45. Novruzov I.I., Komarov V.V. Issledovanie elektromagnitnykh i teplovykh poley v blizhney zone kontaktnogo volnovodnogo applikatora [Study of Electromagnetic and Thermal Fields in the Near Area of Contact Type Waveguide Applicator]. *Izvestiya vysshikh uchebnykh zavedeniy. Povolzhskiy region. Tekhnicheskie nauki*, 2011, no. 4 (20), pp. 151-158.

46. Anisimova E.V., Zamechnik T.V., Losev A.G., Mazepa E.A. O nekotorykh kharakternykh priznakakh v diagnostike zabolevaniy nizhnikh konechnostey metodom kombinirovannoy termografii [On Some Characteristic Features in the Diagnosis of Diseases of the Lower Extremities By a Combined Thermography]. *Vestnik novykh meditsinskikh tekhnologiy*, 2011, no. 18 (2), pp. 329-330.

47. Vetshev P.S., Chilingaridi K.E., Zolkin A.V., Vesnin S.G., Gabaidze D.I., Banny D.A. Pervyy opyt radiotermografii v diagnostike zabolevaniy shchitovidnoy zhelezy [The First Radio-Thermography Experience in the Diagnosis of Thyroid Gland Diseases]. *Khirurgiya*, 2006, no. 6, pp. 54-58.

48. Popkov V.M., Chesnokova N.P., Barsukova V.Yu. *Kantserogenez: patofiziologicheskie i klinicheskie aspekty* [Carcinogenesis: Pathophysiological and Clinical Aspects]. Saratov, Izd-vo SGMU Publ., 2011. 600 p.

49. Burdina L.M., Khaylenko V.A., Kizhaev E.V., Legkov A.A., Pinkhosevich E.G., Mustafin Ch.K., Vaysblat A.V., Vesnin S.G., Tikhomirova N.N. *Primenenie radiotermometra diagnosticheskogo kompyuterizirovannogo integralnoy glubinnoy temperatury tkani dlya diagnostiki raka molochnoy zhelezy* [Application of the Diagnostic Radiometer Computerized Integrated Deep Tissue Temperature for Breast Cancer]. Moscow, RMAPO Publ., 1999. 35 p.

50. Burdina L.M., Vaysblat A.V., Vesnin S.G., Konkin M.A., Lashchenkov A.V., Naumkina N.G., Tikhomirova N.N. *Primenenie radiotermometra dlya diagnostiki raka molochnoy zhelezy* [Application of Radiometer for the Diagnosis of Breast Cancer]. *Mammologiya*, 1998, no. 2, pp. 3-12.

51. Ryazhenov V.V., Gorokhova S.G. Analiz zabolevaemosti rakom molochnoy zhelezy s uchetom statusa HER2 na territorii Rossiyskoy Federatsii [Analysis of the Incidence of Breast Cancer Based on HER2 Status in the Russian Federation]. *Sovremennaya onkologiya*, 2011, no. 3, pp. 19-22.

52. Korenevskiy N.A., Lukashov M.I., Artemenko M.V., Agarkov N.M. Sintez gibridnykh nechetkikh reshayushchikh pravil dlya klassifikatsii klinicheskikh variantov techeniya genitalnogo gerpesa na osnove modeley sistemnykh vzaimosvyazey [Synthesis of Hybrid Fuzzy

Decision Rules for Classification Clinical Variants of the Genital Herpes Based Models of Systemic Linkages]. *Fundamentalnye issledovaniya*, 2014, no. 10, pp. 901-907.

53. Soyfer V.A. *Metody kompyuternoy obrabotki izobrazheniy* [Methods of Computer Image Processing]. Moscow, FIZMATLIT Publ., 2003. 192 p.

54. Sokolova I.A., Koshelev V.B. Sindrom povyshennoy vyazkosti krovi [Syndrome of Increased Blood Viscosity]. *Tekhnologii zhivyykh sistem*, 2011, vol. 8, no. 6, pp. 78-81.

55. Zamechnik T.V., Larin S.I., Losev A.G., Ovcharenko N.S. Sposob kombinirovannoy termometrii i matematicheskie modeli veroyatnostnoy diagnostiki zabolevaniy ven nizhnikh konechnostey [Method of Combined Thermometer and Probabilistic Mathematical Models Diagnosis of Venous Diseases of the Lower Extremities]. *Vestnik novykh meditsinskikh tekhnologiy*, 2009, no. 16 (4), pp. 14-16.

56. Lobanov A.I., Starozhilova T.K., Zarnitsyna V.I., Ataullakhanov F.I. Sravnenie dvukh matematicheskikh modeley dlya opisaniya prostranstvennoy dinamiki protsessa svertyvaniya krovi [Comparison of Two Mathematical Models for Spatial Phenomena of the Blood Coagulation]. *Matematicheskoe modelirovanie* [Mathematical Models and Computer Simulations], 2003, no. 15 (1), pp. 14-28.

57. Strakhova N.V., Demidov S.M., Bulavina I.S. Rak molochnoy zhelezy: analiz pokazateley zabolevaemosti i smertnosti v Sverdlovskoy oblasti za 20 let [Breast Cancer: Analysis of Morbidity and Mortality in the Sverdlovsk Region for 20 Years]. *Uralskiy meditsinskiy zhurnal*, 2012, no. 4, pp. 103-105.

58. Khrapov S.S., Butenko M.A., Pisarev A.V., Khoperskov A.V. *Superkompyuternye tekhnologii dlya modelirovaniya gidrodinamicheskikh techeniy* [Supercomputer Technologies for Modeling Hydrodynamic Flows: Monograph]. Volgograd, Izd-vo VolGU, 2012. 208 p.

59. Tamkovich S.N., Voyitskiy V.E., Laktionov P.P. Sovremennyye metody diagnostiki raka molochnoy zhelezy [Modern Methods of Breast Cancer Diagnosis]. *Biomeditsinskaya khimiya*, 2014, no. 2, pp. 141-160.

60. Anisimova E.V., Zamechnik T.V., Larin S.I., Losev A.G., Mazepa E.A. Teoreticheskie issledovaniya otdelnykh fizicheskikh i fiziologicheskikh faktorov, vliyayushchikh na kachestvo obsledovaniya patsientov s varikochnoy boleznью ven nizhnikh konechnostey metodom kombinirovannoy termografii [Theoretical Case Studies of the Physical and Physiological Factors, Affecting the Quality of the Examination of Patients with Varicose Veins of the Lower Extremities By a Combined Thermography]. *Vestnik novykh meditsinskikh tekhnologiy*, 2011, no. 18 (24), pp. 280-282.

61. Ubaychin A.V. Pechatnaya antenna dlya izmereniya glubinnoy temperatury biologicheskikh obyektov aplikatsionnym radiometricheskim SVCh-metodom [Printed Antenna for Microwave Applicator Radiometric Method for Measuring Internal Temperature Within the Biological Objects]. *Doklady TUSUR*, 2013, no. 3 (29), pp. 47-52.

62. Fadeev R.Yu. Algoritm postroeniya reduitsirovannoy setki na sfere dlya konechno-raznostnoy globalnoy modeli atmosfery [Algorithm for Reduced Grid Generation on a Sphere for a Global Finite-Difference Atmospheric Model]. *Zhurnal vychislitelnoy matematiki i matematicheskoy fiziki* [Computational mathematics and mathematical physics], 2013, vol. 53, no. 2, pp. 291-308.

63. Khashukoeva A.Z., Tsomaeva E.A., Vodyanik N.D. Primenenie transabdominalnoy i vaginalnoy radiotermometrii v kompleksnoy diagnostike vospalitelnykh zabolevaniy pridatkov matki [The Use of Transabdominal and Vaginal Radiometry in Complex Diagnostics of Inflammatory Diseases of Appendages Uterus]. *Lechenie i profilaktika*, 2012, no. 1, pp. 26-30.

64. Khrapov S.S., Kobelev I.A., Pisarev A.V., Khoperskov A.V. 4D-modeli v zadachakh ekologicheskogo modelirovaniya: proektirovanie informatsionnoy sistemy [4D-Model in Ecological Simulations: An Information System Designing]. *Vestnik Volgogradskogo gosudarstvennogo universiteta. Seriya 10, Innovatsionnye tekhnologii* [Science Journal of Volgograd State University. Technology and Innovations], 2011, no. 5, pp. 119-124.

65. Pisarev A.V., Khrapov S.S., Agafonnikova E.O., Khoperskov A.V. Chislennaya model dinamiki poverkhnostnykh vod v rusle Volgi: otsenka koeffitsienta sherokhovatosti [Numerical Model of Surface Waters Dynamics in the Volga: the Estimation of Roughness]. *Vestnik Udmurtskogo universiteta. Matematika. Mekhanika. Kompyuternye nauki*, 2013, no. 1,

pp. 114-130.

66. Khrapov S.S., Khoperskov A.V., Kuzmin N.M., Pisarev A.V., Kobelev I.A. Chislennaya skhema dlya modelirovaniya dinamiki poverkhnostnykh vod na osnove kombinirovannogo SPH-TVD-podkhoda [A Numerical Scheme for Modeling the Dynamics of Surface Water Based on the Combined SPH-TVD-Approach]. *Vychislitelnye metody i programmirovaniye: novye vychislitelnye tekhnologii*, 2011, vol. 12, no. 1, pp. 282-297.

67. Chissov V.I., Solodkiy V.A., Pak D.D. Skrining raka molochnoy zhelezy: istoriya i perspektivy [Screening for Breast Cancer: History and Prospects]. *Onkologiya*, 2013, no. 2, pp. 46-51.

68. Akki R.S., Arunachalam K. A Study of Factors Influencing Detectability of Breast Tumour in Microwave Radiometry. *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 36th Annual International Conference of the IEEE*, 2014, pp. 1119-1122.

69. Aletti M., Gerbeau J.-F., Lombardi D. Modeling Autoregulation in Three-Dimensional Simulations of Retinal Hemodynamics. *Journal for Modeling in Ophthalmology*, 2015, vol. 1, article ID: <hal-01242748>.

70. Bardati F., Iudicello S. Modeling the Visibility of Breast Malignancy By a Microwave Radiometer. *IEEE Trans. Biomed. Engineering*, 2008, vol. 55 (1), pp. 214-221.

71. Barrett A.H., Myers P.C., Sadowsky N.L. Microwave Thermography in the Detection of Breast Cancer. *Am. J. Roentgenol*, 1980, no. 34 (2), pp. 365-368.

72. Barrett A.H., Myers P.C. Subcutaneous Temperature: A Method of Noninvasive Sensing. *Science*, 1975, vol. 190, pp. 669-671.

73. Bihlo A., Haynes R.D. Parallel Stochastic Methods for PDE Based Grid Generation. *Computers & Mathematics with Applications*, 2014, vol. 68, iss. 8, pp. 804-820.

74. Cheever E.A., Foster K.R. Microwave Radiometry in Living Tissue: What Does It Measure. *IEEE Trans. Biomed. Engineering*, 1992, vol. 39, pp. 563-867.

75. Bianconi F., Baldelli E., Crina L., Flacco A. Computational Model of EGFR and IGF1R Pathways in Lung Cancer: a Systems Biology Approach for Translational Oncology. *Biotechnology Advances*, 2012, no. 30 (1), pp. 142-153.

76. Das K., Mishra S.C. Estimation of Tumor Characteristics in a Breast Tissue with Known Skin Surface Temperature. *Journal of Thermal Biology*, 2013, no. 38, pp. 311-317. DOI: 10.1016/j.jtherbio.2013.04.001.

77. Fear K.E., Stuchly M. Microwave Detection of Breast Cancer. *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, 2000, vol. 48 (11), pp. 1854-1863.

78. Filatov A.V., Ubaichin A.V., Bombizov A.A. A Two-Receiver Microwave Radiometer with High Transfer Characteristic Linearity. *Measurement Techniques*, 2013, vol. 55, no. 11, pp. 1281-1286.

79. Liu J., Zhang X., Zhang X., Zhao H., Gao Y., Thomas D., Low D.A., Gao H. 5D Respiratory Motion Model Based Image Reconstruction Algorithm for 4D Cone-Beam Computed Tomography. *Inverse Problems*, 2015, vol. 31, no. 11, article ID: 115007. DOI: 10.1088/0266-5611/31/11/115007.

80. Gautherie M. Temperature and Blood Flow Patterns in Breast Cancer During Natural Evolution and Following Radiotherapy. *Biomedical Thermology*, 1982, vol. 107, pp. 21-64.

81. Hamlin S.K., Strauss P.Z. Basic Concepts of Hemorheology in Microvascular Hemodynamics. *Critical care nursing clinics of north America*, 2014, vol. 26 (3), pp. 337-344.

82. Herman I.P. *Physics of the Human Body*. Berlin ; Heidelberg, Springer-Verlag, 2007. 880 p.

83. Heijblom M., Klaase M., Engh F.M., Heijblom M. Imaging Tumor Vascularization for Detection and Diagnosis of Breast Cancer. *Technol. Cancer Res. Treat.*, 2011, vol. 10 (6), pp. 607-623.

84. Shin S.-W., Kim K.-S., Lee J.-W., Han J.-S., Neo K.-H. Implementing Graphic User Interface System for Microwave Radiometry Data to Utilize Breast Cancer Diagnosis. *The Transactions of the Korean Institute of Electrical Engineers*, 2013, vol. 62, no. 6, pp. 818-824.

85. Leroy Y., Bocquet B., Mammouni A. Non-Invasive Microwave Radiometry Thermometry. *Physiol. Means.*, 1998, vol. 19, pp. 127-148.

86. Johansson I., Killander F., Linderholm B., Hedenfalk I. Molecular Profiling of

Male Breast Cancer. *The International Journal of Biochemistry & Cell Biology*, 2004, vol. 53, pp. 526-535.

87. Ng E.Y-K., Sudharson N.M. Computer Simulation in Conjunction with Medical Thermography as An Adjunct Tool for Early Detection of Breast Cancer. *BMC Cancer*, 2004, vol. 4, pp. 17-22. DOI: 10.1186/1471-2407-4-17.

88. Rodrigues D.B., Maccarini P.F., Salahi S., Colebeck E., Topsakal E., Pereira P.J., Lima-Vieira P., Stauffer P.R. Numerical 3D modeling of heat transfer in human tissues for microwave radiometry monitoring of brown fat metabolism. *Proc. SPIE 8584, Energy-based Treatment of Tissue and Assessment VII*, 2013, pp. . DOI: 10.1117/12.2004931.

89. Pelc N.J., Nishikawa R.M., Whiting B.R. *Proc. SPIE 8313. Medical Imaging 2012: Physics of Medical Imaging*. San Diego; California, USA, 2012. 213 p.

90. Bianconi F., Baldellii E., Ludovini V., Crino L., Valigi P. Robustness of Complex Feedback Systems: Application to Oncological Biochemical Networks. *International Journal of Control*, 2013, no. 86, pp. 1304-1321.

91. Rodrigues D.B. Numerical 3D Modeling of Heat Transfer in Human Tissues for Microwave Radiometry Monitoring of Brown Fat Metabolism. *Progress in Biomedical Optics and Imaging – Proceedings of SPIE*, 2013, article ID: 8584.

92. Russel K.H., Bradley J.R. *Intermediate Physics for Medicine and Biology*. N.-Y., Springer Science+Business Media, LLC, 2007. 616 p.

93. Shah T.H., Siores E., Daskalakis C. Non-Invasive Devices for Early Detection of Breast Tissue Oncological Abnormalities Using Microwave Radio Thermometry. *Advances in Cancer Therapy*, 2011, vol. 190, pp. 447-476.

94. Sherwood L. *Fundamentals of Human Physiology*. Belmont, Brooks/Cole, 2012. 720 p.

95. Clark D.P., Lee C.-L., Kirsch D.G., Badea C.T. Spectrotemporal CT Data Acquisition and Reconstruction at Low Dose. *Medical Physics*, 2015, vol. 42, no. 11, pp. 6317-6336. DOI: <http://dx.doi.org/10.1118/1.4931407>.

96. Stauffer P.R., Rodrigues D.R., Stauffer P.R. Utility of Microwave Radiometry for Diagnostic and Therapeutic Applications of Non-Invasive Temperature Monitoring. *IEEE BenMAS (Benjamin Franklin Symposium on Microwave and Antenna Sub-systems)*, 2014, DOI: <http://dx.doi.org/10.13140/2.1.3762.0487>.

97. Kelly P., Sobers T., Peter B.S., Siqueira P., Capraro G. Temperature Anomaly Detection and Estimation Using Microwave Radiometry and Anatomical Information. *Proc. SPIE 7961, Medical Imaging 2011: Physics of Medical Imaging*, 2011, article ID: 79614U. DOI: <http://dx.doi.org/10.1117/12.878136>.

98. Wust P., Choo C.H., Hildebrandt B., Gellermann J. Thermal Monitoring: Invasive, Minimal-Invasive and Non-Invasive Approaches. *Int J. Hyperthermia*, 2006, vol. 22 (3), pp. 255-262.

99. Van Ongeval Ch. Digital Mammography for Screening and Diagnosis of Breast Cancer: An Overview. *PubMed PMID*, 2007, vol. 90 (3), pp. 163-166.

100. Zhang Y., Passmore P.J., Bayford R.H. Task Based Visualization of 5D Brain EIT Data. *Proceedings of the 2009 ACM symposium on Applied Computing – SAC '09. Association for Computing*, 2009, pp. 831-835.

**PROBLEMS OF MEASUREMENT AND MODELING
OF THERMAL AND RADIATION FIELDS IN BIOLOGICAL TISSUES:
ANALYSIS OF MICROWAVE THERMOMETRY DATA**

Alexander Georgievich Losev

Doctor of Physical and Mathematical Sciences, Professor,
Department of Mathematical Analysis and Function Theory,
Volgograd State University
alexander.losev@volsu.ru, matf@volsu.ru
Prosp. Universitetsky, 100, 400062 Volgograd, Russian Federation

Alexander Valentinovich Khoperskov

Doctor of Physical and Mathematical Sciences, Professor,
Department of Information Systems and Computer Modelling,
Volgograd State University
khoperskov@volsu.ru, infomod@volsu.ru
Prosp. Universitetsky, 100, 400062 Volgograd, Russian Federation

Alexander Sergeevich Astakhov

Postgraduate Student,
Department of Information Systems and Computer Modelling,
Volgograd State University
a.s.astahov@volsu.ru, infomod@volsu.ru
Prosp. Universitetsky, 100, 400062 Volgograd, Russian Federation

Khedi Movladovna Suleymanova

Postgraduate Student,
Department of Mathematical Analysis and Function Theory,
Volgograd State University
hedi.medi@mail.ru, matf@volsu.ru
Prosp. Universitetsky, 100, 400062 Volgograd, Russian Federation

Abstract. One of the current problems at the interface of medicine, tool engineering, mathematical modeling and data mining is a creation of new generation of medical devices and methods of functional diagnostics based on dynamic mapping of physical fields and radiation of human body. One promising approach is the microwave radiometry as a biophysical method of non-invasive survey, which is measuring the internal and surface tissue temperature from the intensity of the thermal radiation in the microwave and infrared ranges. Analysis of domestic and foreign literature on medical microwave radiometry apparatus showed that now many questions of principle technology of highly informative receivers for thermal electromagnetic radiation in relation to medical problems are solved. Both abroad and in our country there is an intensive study of the diagnostic capabilities of radiometry in different wavelength ranges in various fields of applied medicine. However, the development of effective methods of medical diagnosis has an obstacle as the lack of sufficient quantitative and qualitative description of the behavior of temperature fields in various human organs as in the presence of pathological processes, so in their absence. The authors presented review analysis of the works devoted to the description, mathematical modeling and interpretation of data obtained from microwave radiometry, and it is one of the steps to solve this problem.

Key words: microwave radiometry, singularities of the spatiotemporal temperature distributions in biological tissues, medical data mining, mammology, mathematical modeling.