

15. Базаев Н.А., Гринвальд В.М., Селищев С.В. Моделирование процесса массопереноса в гемодиализаторе // Медицинская техника. 2008. № 6. С. 31-35.
16. Conrad S.A. Comparison of artificial kidney modes using a finite element model of fluid and solute transport / Proceedings of the COSMOL conference, Boston, 2007.
17. Диализаторы / Официальный сайт фирмы «ГамбраМедикал» <http://www.gambramedical.ru/wmc/ru/dialysis/dialysisproduct/dialyzers/>.

Николай Александрович Базаев,
инженер,
Виктор Матвеевич Гринвальд,
канд. техн. наук,
ведущ. научный сотрудник,
Сергей Васильевич Селищев,
д-р физ.-мат. наук, профессор,
заведующий кафедрой,
кафедра биомедицинских систем,
Московский институт электронной техники,
г. Москва,
e-mail: simple210@yandex.ru

Л.М. Клюкин

СКРИНИНГ И МОНИТОРИНГ ОПУХОЛЕВЫХ НОВООБРАЗОВАНИЙ С ПОМОЩЬЮ МЕТОДА ДИАГНОСТИЧЕСКОЙ КОНТАКТНОЙ ТЕРМОГРАФИИ

Аннотация

В статье обсуждается ранний скрининг опухолевых новообразований с помощью существующих аппаратных методов. Проводится сравнение конвенциональных методов с новым методом диагностической контактной термографии, обеспечивающим ряд преимуществ при скрининге и мониторинге опухолевых новообразований.

Проблема сохранения здоровья в государственном масштабе наиболее эффективно решается средствами профилактической медицины – проведением скрининга и диспансеризации населения. Сейчас она решается в рамках национальной программы «Здоровье» путем применения конвенциональных средств, в которых главным образом используются интервенционные лучевые методы обследования. По результатам проведения диспансеризации и скрининговых исследований в рамках этого проекта в течение 2006 и 2007 гг. (обследования прошли 10,6 млн. человек из числа 90 млн. работающих) было выявлено около 4 млн. заболеваний, из них лишь 68 % – на ранних стадиях [1].

Важное значение имеет диагностика онкологических заболеваний [2]. Особенно остро эта проблема стоит для одной из наиболее опасных онкозаболеваний – рака молочной железы (РМЖ), выявление которого в настоящее время проводят в основном интервенционными методами – рентгеновской маммографией и эхографией (УЗИ). Маммографическое обследование рекомендовано проводить 1 раз в 2 года, поскольку существует опасность провоцирования опухоли рентгеном. Так как стандарт обследования ограничивает возрастную группу пациенток для обследования возрастом с 40 лет [3], когда методика имеет специфичность до 80 %, из числа обследуемых женщин выпадает значительная возрастная группа, для которой специфичность снижается до 49...50 % из-за высокой плотности железистой ткани. Поэтому в данной возрастной группе эффективность маммографического скри-

нигового обследования особенно низка и существуют большие трудности дифференциальной диагностики рака от диффузных и многоочаговых поражений молочной железы. В то же время на фоне последних злокачественный процесс возникает в 3-5 раз чаще, чем в общей популяции [4]-[9].

Поскольку лучевые методы обнаруживают опухоль в той стадии, когда уже произошло локальное изменение плотности ткани, они принципиально не могут фиксировать начало опухолевого процесса (его доклиническую стадию), когда измененный локально метаболизм в месте зарождения опухоли манифестируется лишь локальным изменением температуры. Имеется принципиальная возможность использования температурного фактора при наблюдении опухолевых новообразований в доклинической стадии. При этом возможны две ситуации:

- 1) появление доброкачественных опухолей (ДО) или невааскуляризованных полостей. В этом случае локально снижается коэффициент теплопроводности ткани с 0,532 Вт/(м·К) (норма) до 0,451 Вт/(м·К), т. е. на 15 %;
- 2) появление злокачественной опухоли (ЗО). В этом случае переход режима дыхания раковых клеток к анаэробному приводит к гликолитическому синтезу в них АТФ, что втрое увеличивает их удельную теплопродукцию и повышает локальную температуру обратно пропорционально времени их удвоения (ВУ) [10].

В силу направленности теплового потока q в теле к каждой поверхности ДО и ЗО, находящиеся

на его пути, модулируют его и соответственно искажают температурный рельеф на кожной поверхности, как это показано на *рис. 1*. Возникают градиенты температуры ΔT_{3O} и $\Delta T_{до}$: в проекции 3O средняя накожная температура T_{00} возрастает на величину ΔT_{3O} вследствие дополнительного теплового вклада от 3O, а в проекции до средняя накожная температура T_{00} снижается на величину $\Delta T_{до}$ из-за отсутствия теплового вклада ткани по причине снижения ее васкуляризованности объемом в до.

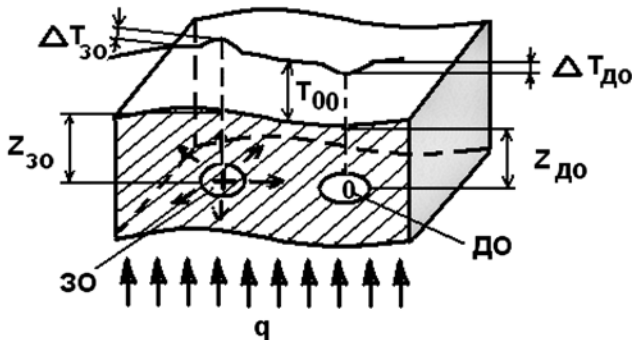


Рис. 1. Схема формирования температурных градиентов на кожной поверхности участка тела пациента модуляциями 3O и до

Ранее было показано, что тепловые методы диагностирования по сравнению со стандартными методами, применяемыми в клинике при постановке диагноза, являются более надежными [11]. Именно поэтому еще недавно в качестве абсолютно безопасного и потому перспективного метода диагностирования широко рекомендовали тепловизионный метод, основанный на интерпретации дистанционной регистрации потока инфракрасного излучения W от тела пациента [12]. Однако, в силу законов Ламберта и Стефана-Больцмана, W линейно зависит от двух варьирующих и недетерминированных параметров, кодирующих данное излучение. Этими параметрами являются θ – уклонение нормалей в различных участках поверхности тела относительно главной оси тепловизионной камеры и α – излучательная способность кожи, что приводит к существенной погрешности при оценке локальной температуры на теле пациента T_p .

Суммарная погрешность может быть определена из закона Стефана-Больцмана как

$$W \approx \theta \alpha \sigma (T_p^4 - T_0^4) \approx \alpha \theta \sigma (T_p - T_0) T_0^3, \quad (1)$$

где σ – постоянная Больцмана; T_0 – температура в камере тепловизора. Предположим, что θ и α нормально распределены со средними μ_θ и μ_α и стандартными отклонениями ζ_θ и ζ_α , тогда стандартное отклонение диспергирующего параметра $\theta\alpha$ составит

$$\kappa = (\mu_\theta^2 \zeta_\theta^2 + \mu_\alpha^2 \zeta_\alpha^2 + \mu_\theta^2 \mu_\alpha^2). \quad (2)$$

Из соотношений (1) и (2) следует, что

$$\zeta_{T_p} \approx \text{const}/\kappa. \quad (3)$$

Принимая минимально среднее уклонение θ для поверхности грудобрюшной части туловища человека равным 10° и диапазон изменения реальных значений параметра α от 0,24 до 0,9, получаем: μ_θ и μ_α соответственно равны 10 и 0,57; ζ_θ и ζ_α соответственно равны 1 и 0,057; $\kappa = 0,0414$ и погрешность в оценке наблюдаемой с помощью тепловизора температуры T_p составляет до $2,4^\circ\text{C}$. Такая погрешность заведомо делает тепловизионный метод неприменимым для выявления скрытых патологий, поскольку здесь маскируются малые градиенты температуры ΔT_{3O} и $\Delta T_{до}$, характерные в накожной проекции от 3O и до. Для выявления глубоких малых опухолей необходимо избавиться от диспергирующих параметров θ и α , а это приводит к необходимости прямого измерения накожной температуры с адекватной точностью.

В связи с этим нами была исследована «обратная задача» – обнаружение скрытой в теле области, отличающейся либо температурой, либо теплофизическими параметрами от окружающих ее тканей по изменению рельефа температурного поля на поверхности тела, пронизываемого тепловым потоком [13], [14] (см. *рис. 1*). После решения этой задачи стало возможным разработать соответствующую методику дистанционной контактной термографии (ДКТ). (Под определением «дистанционная» имеется в виду дистанция между опухолью и поверхностью, под которой она расположена. Увеличение дистанции приводит к уменьшению ΔT_{3O} и $\Delta T_{до}$.)

Особенностью применения ДКТ является отсутствие какого-либо лучевого воздействия на пациента, что приводит к абсолютной безопасности метода и дает возможность не только выявления и идентификации опухолевого новообразования, его дислокации и размера, но при регулярных обследованиях позволяет также оценивать временной характер изменений, происходящих под действием времени или лекарственных средств.

Для эффективного клинического применения ДКТ он должен удовлетворять следующим критериям:

- обеспечивать абсолютную безопасность;
- обеспечивать адекватность температурной погрешности;
- обеспечивать организацию адекватного пространственного разрешения при сканировании тела пациента;
- обеспечивать пространственное совпадение матрицы точек измерения с матрицей при предыдущем обследовании с матрицей при повторном обследовании того же пациента;
- время обследования не должно превышать времени релаксации тела.

Впервые задача расчета температурного поля на поверхности, под которой располагается объект со структурой, теплофизические свойства которого

отличаются от окружающей материи, рассматривалась в работе [13]. Аналогичная задача, но уже для тела человека, под кожей которого располагается тепловыделяющая опухоль (ЗО, очаг воспаления и т. п.), была рассмотрена в работе [14] в приближении постоянства коэффициента теплопроводности, а также с учетом переноса тепла движущейся кровью. При интерпретации реальных наблюдений, из-за вариации ряда характеристик внутренней среды (кровоток и т. п.), результаты могут сильно отличаться от усредненных, и это может вносить существенную ошибку в оценку температурного поля. Однако можно определить интегральные характеристики, относящиеся к объекту, достаточно устойчивые к конкретному распределению кровотока и неоднородностям теплопроводности, и далее эмпирически выяснить, какие значения этих характеристик соответствуют тем или иным типам тепловыделяющего объекта (ЗО).

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

$$\vec{j}(\vec{r}, t) = \zeta(\vec{r}) \nabla \delta T(\vec{r}, t) + \rho_b c_b \vec{V}(\vec{r}, t) \delta T(\vec{r}, t), \quad (4)$$

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

$$\text{div} \vec{j}(\vec{r}, t) + \rho_c c_c \frac{\partial T(\vec{r}, t)}{\partial t} = q(\vec{r}, t), \quad (5)$$

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

Рассмотрим стационарный случай. Представим $\zeta(\vec{r})$ в виде $\zeta(\vec{r}) = \bar{\zeta} + \delta\zeta(\vec{r})$, где $\bar{\zeta}$ – средняя теплопроводность. Тогда уравнение (5) можно переписать в виде

$$\bar{\zeta} \Delta \delta T(\vec{r}) + S(\vec{r}) = q(\vec{r}), \quad (6)$$

где $S(\vec{r}) = \text{div}(\delta\zeta \nabla \delta T(\vec{r})) + \rho_b c_b \text{div}(\vec{V}(\vec{r}) \delta T(\vec{r}))$. Решение уравнения (6) может быть представлено в виде

$$\delta T(\vec{r}) \approx \int G(\vec{r}, \vec{r}') (q(\vec{r}') - S(\vec{r}')) d\vec{r}', \quad (7)$$

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

$$G(\vec{r}, \vec{r}') = \frac{1}{4\pi |r_n^2 + r_0^2|^{\frac{1}{2}}}. \quad (8)$$

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

$$\delta T(r_n) \approx \frac{1}{4\pi \bar{\zeta} |r_n^2 + r_0^2|^{\frac{1}{2}}} \times \int (q(\vec{r}) - S(\vec{r})) d\vec{r} \equiv \frac{\Theta}{4\pi \bar{\zeta} |r_0^2 + r_n^2|^{\frac{1}{2}}}, \quad (9)$$

где r_n – расстояние от точки максимума температуры на поверхности (для простоты полагаем поверхность плоской) до точки измерения. Выражение (9) справедливо и для размера области, в которой разность $(q(\vec{r}) - S(\vec{r}))$ существенно отлична от нуля, а $\Theta/4\pi\bar{\zeta}$ есть величина, которой можно характеризовать тепловыделяющий объект. Если взять $\delta T(r_0'')$ на поверхности кожи (r_0'' – радиус-вектор, задающий точку на поверхности, а центр системы координат помещен в точку максимума температуры), то из условия минимума выражения

$$R = \int \left\{ \delta T(r_0'') - \frac{\Theta}{4\pi \bar{\zeta} |r_0''^2 + r_0^2|^{\frac{1}{2}}} \right\}^2 dr_0'' \quad (10)$$

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

Если ввести $\delta T_m = T_m - T_0$, где T_m – максимальная температура в области тепловыделения, то

$$\frac{\Theta}{4\pi \bar{\zeta}} = \beta \delta T_m, \quad (11)$$

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

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

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

$$\delta T_m' \approx \delta T_1 \frac{r_0}{r_c},$$

где δT_1 – значение δT на поверхности в точке максимума, а r_c – характерные размеры тепловыделяющего объекта. Величина $\delta T_m'$ является той характеристикой объекта, которая может быть использована для его тестирования. (Она несколько более удобна, чем $\Theta/4\pi\bar{\zeta}$, поскольку имеет простой наглядный смысл – определяет, хотя и приближенно, температуру в тепловыделяющем объекте.) Рассмотренные соображения дают возможность использовать компьютерный анализ данных, используя соотношения (9) и (11) для уточнения диагноза и выявления динамики развития опухоли при повторных осмотрах пациента. При этом в алгоритме для компьютера определение координаты глубины залегания опухоли Z и температура в ее центре в обозначениях на рис. 1 задаются формулами (9)-(11) и

$$Z_{30} \approx r \sqrt{\frac{2T^2}{T_0^2 - T^2} - 1};$$

$$Z_{до} \approx \frac{r}{\sqrt{\frac{(T_{00} - T_0)^2}{(T_{00} - T)^2} - 1}};$$

$$T_m \approx \frac{\Theta}{4\pi r} + T_{00}, \quad (13)$$

где r – расстояние от полюса изотермы; T_0 – температура в полюсе изотермы; T – текущая температура (на поверхности); T_m – температура в центре ЗО.

Практическая возможность реализации погрешности измерения температуры порядка $10^{-3} \dots 10^{-4} \text{ }^\circ\text{C}$ была установлена после проведения цикла работ по оценке теплофизических параметров основных типов тканей: мышечной, легочной и печени, в качестве которых использовали ткани животных. Результатом работы стало создание фантома, изготовленного из материала, теплофизические параметры которого соответствовали теплофизическим параметрам мышечной ткани и с помощью которого при использовании вышеприведенных соотношений стало возможным оценивать температурную чувствительность контактного температурного датчика, используемого при сканировании поверхности фантома. В экспериментах фантом стационарно нагревали до $37 \text{ }^\circ\text{C}$ и в него на глубину Z помещали имитатор опухоли (ЗО или ДО) размером 5 мм. Задавая то или иное значение Z , устанавливали путем сканирования поверхности фантома реальную чувствительность упомянутого датчика, работающего в динамическом режиме [15]. Так, при $Z = 50 \text{ мм}$ и диаметре имитатора ЗО, равном 5 мм, расчетное значение градиента $10^{-4} \text{ }^\circ\text{C}$ уверенно фиксировалось датчиком. Эти параметры обнаружения удовлетворяли критериям пространственного и температурного разрешения по глубине и величине обнаруживаемой опухоли.

Организация регулярного пространственного сканирования поверхности тела пациента осуществлялась с помощью эластичной маски из лайкры, в которой имелись отверстия для кожного



Рис. 2. Внешний вид прибора ДОТ

измерения, пространственная частота которых удовлетворяла критерию обнаружения опухоли на глубине не менее 1 см в толще тела. Динамический режим работы контактного температурного датчика обеспечивал при заданной чувствительности не менее 100 измерений температуры в каждой точке исследования с общим временем порядка 2 с, так что для полного цикла обследования тела пациента (при 160 точках в соответствующей маске) на обследование уходило не более 15 мин. Это значение достаточно для верификации обследования, поскольку оно меньше 20 мин (времени релаксации тела) – критерия достоверности обследования, установленного ранее для тепловизионной методики обследования.

Внешний вид прибора ДОТ (диаграф объемный тепловой), используемого для проведения ДКТ, приведен на рис. 2.

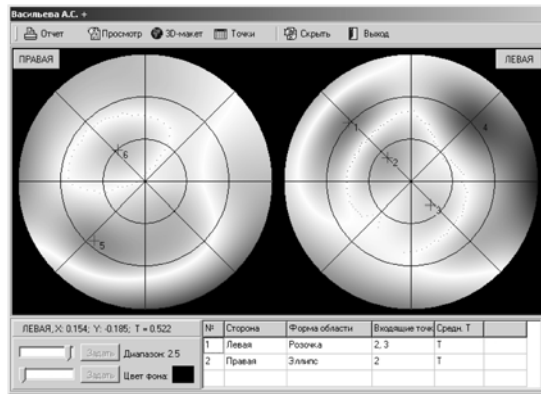
На рис. 3 показана головка ДОТ.



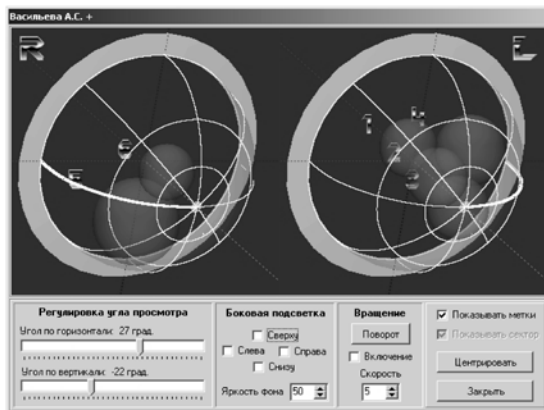
Рис. 3. Головка прибора ДОТ: 1 – защитный колпак датчика; 2 – датчик; 3 – дисплей; 4 – кнопки управления; 5 – корпус

Работа с прибором не требует специальной квалификации. На пациента надевают эластичную маску с отверстиями, после чего сканируют через эти отверстия температуру. Номера точек высвечиванием задает дисплей головки прибора. После сканирования головку прибора подключают к компьютеру, в котором предварительно установлена программа обработки данных обследования, и на мониторе возникает картина внутреннего состояния пациента. Эта картина отображается термограммой, в которой отрицательные градиенты кодируются синим, а положительные – красным цветом, интенсивность цвета пропорциональна значению температуры (на рис. 4 приведены термограммы левой и правой молочных желез). Реализуются также дополнительные опции – показ опухолевых новообразований в молочных железах (на рис. 5 они показаны для исследования, результаты которого приведены на рис. 4), протокол обследования с текстовыми расшифровками, которые при желании можно распечатать, и др.

Работы по сравнению данных, полученных с помощью ДОТ при скрининге молочных желез, с данными, полученными для тех же пациенток стандартными методами, включая гистологические и цитологические исследования, проводились в период с 2004 по 2009 гг. в России, Израиле, Ар-

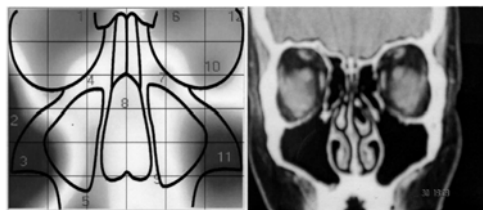


а)

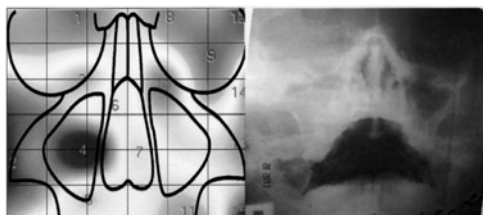


б)

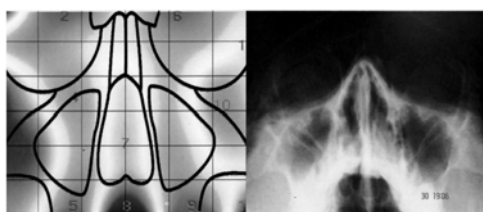
Рис. 4. Термограммы, полученные с помощью аппарата ДОТ-1: а) плоское изображение; б) объемное изображение



а)



б)



в)

Рис. 5. ДОТ-термограммы ВЧП

мении, Испании и Мексике. Полученные результаты показали, что чувствительность ДКТ составляет от 87 до 95 %, специфичность 80...85 % и точность 80...88 %, а при сочетании с клинико-маммографическим обследованием ДКТ дает возможность заподозрить малигнизацию в 98 % случаев. На базе обследования более чем 300 пациенток с помощью ДКТ наблюдалась также динамика лечения, что подтверждает возможность эффективного использования ДОТ в мониторинге РМЖ [9], [16]-[19].

Помимо маммологии, ДОТ использовали также для обследования органов грудобрюшной полости [20] и в ларингологии – для диагностики и мониторинга патологий верхнечелюстных пазух черепа (ВЧП). ЛОР ДКТ, разработанная на базе исследования 1500 пациентов, привела к созданию методики дифференциальной диагностики и мониторинга заболеваний ВЧП [21]. Пример такой диагностики и мониторинга излечения, подтвержденных стандартными методами исследования, приведен на рис. 5, где слева показаны ЛОР-термограммы, а справа – их верификация с помощью компьютерного томографа (а) или рентгена (б, в): а) ВЧП в норме; б) киста ВЧП справа; в) термограмма того же пациента после излечения.

Прибор ДОТ снабжен документацией, позволяющей использовать его для скрининга и диагностики всего человеческого тела. Он зарегистрирован в Минздраве России, имеет сертификат соответствия Госстандарта России, Европейский сертификат качества, награжден рядом золотых медалей, в том числе Большой золотой медалью Международного салона изобретений EVRICA (г. Брюссель, Бельгия).

Перспективы дальнейшего развития ДКТ обусловлены возможностями, заложенными в электронную систему ДОТ, способную накапливать информацию о признаках энергообмена между органами, наличии и ходе патологических процессов во всем теле человека, полученную при проведении ДКТ исследований, а с использованием имеющейся библиотеки термосемиотических признаков ряда нозологий появляется возможность автоматического распознавания значительного спектра заболеваний. Для ряда нозологий эта возможность уже реализуется [20], но для расширения ее практической реализации на наиболее опасные заболевания требуется проведение работы по верификации в специализированных клиниках. Выдача автоматизированного заключения специалисту, удаленному от пациента, о типе нозологии и ее локализации в теле пациента дает возможность избежать материальных затрат и затрат времени и таким образом не только сохранить пациенту драгоценное время, необходимое для лечения, но и обеспечить ему помощь квалифицированно-го специалиста.

Шестилетняя практика применения технологии ДКТ в клинике показала, что она обеспечивает ре-

зультаты, не только адекватные результатам использования лучевых методов, но по безопасности использования, возможности мониторинга с необходимой частотой, стоимости аппаратуры и, следовательно, стоимости обследования превосходит их. Практические результаты, полученные в области маммологии, продемонстрировали, что по чувствительности, специфичности и точности они сравнимы с результатами, полученными с помощью общепринятых стандартных методов, а в ЛОР-области эффективны и для диагностики заболеваний ВЧП.

Список литературы:

1. Шаповалов В.В. Диспансеризация по правилам и без // Медицинская газета. 2008. 11. № 27. Пепеляева Л. Диспансеризация населения – важное звено национального проекта / www.edinros.ru/news.html.
2. Чиссов В.И., Старинский В.В. и др. Злокачественные новообразования в России в 1998 году. – М., 1999.
3. О проведении в 2008-2009 годах дополнительной диспансеризации работающих граждан / Приказ Минздравсоцразвития № 80н от 20.02.2008.
4. Green B.B., Taplin S.H. Breast cancer screening controversies // J. Am. Board Fam. Pract. 2003. Vol. 16. PP. 233-241.
5. Bevers N.B., Anderson B.O., Banaccio E. et al. Breast cancer screening and diagnosis // J. Natl. Comprehensive Cancer Network. 2006. Vol. 4. № 5. PP. 480-499.
6. Saner R., Popp F. Strahlentherapie des kleinen Mammakarzinoms nach brusterhaltender Operation // Chir. Pract. 1990. Vol. 42. № 4. PP. 584-598.
7. Georgescu T. Retrospective studies on the relation between fibrocystic disease and cancer of the breast with therapeutic conclusions // Chirurgia. 1992. Vol. 41. № 1. PP. 10-18.
8. Marcu J.N., Watson P., Page D.L. et al. Pathology and heredity of breast cancer in younger women // J. Natl. Cancer Inst. 1994. Vol. 16. PP. 23-34.
9. Шихман С.М., Цитринбаум Б.И., Клюкин Л.М. и др. Контактная объемная термография молочных желез // Эндоскопическая хирургия. 2007. Т. 13. № 6. С. 39-44.
10. Розенфельд Л. Основы клинической дистанционной термодиагностики. – Киев: Здоровье, 1988. С. 272.
11. Cooper T.E., Graff J.P. // J. of Heat Transfer. 1973. Vol. 95, 96.
12. Клюкин Л.М., Намиот В.А. О возможности исследования внутренних структур человеческого тела новым высокочувствительным тепловым методом // Международный медицинский журнал. 2001. № 2. С. 170-173.
13. Клюкин Л.М., Намиот В.А. О возможности обнаружения малого тела в полубесконечном пространстве твердой среды // Письма в ЖТФ. 1980. Т. 6. Вып. 10. С. 615-620.
14. Клюкин Л.М. Новый метод контактного объемного тепловидения в задачах скрининга, ранней диагностики патологических образований в теле человека и их мониторинга // Наука и техника в России. 2005. № 2-3. С. 24-27.
15. Клюкин Л.М. Способ и устройство для объемной томографии / Патент РФ № 2204315 с приоритетом от 11.03.2001 г.
16. Клюкин Л.М., Игумнов В.П. Новый метод тепловой диагностики и мониторинга заболеваний молочных желез // Радиология-практика. 2003. № 3. С. 56-59.
17. Геворкян К.М., Клюкин Л.М., Зубкин В.И. Скрининговая тепловая диагностика заболеваний молочных желез у женщин репродуктивного возраста / International Scientific Conference Proceedings. YSMU, Yerevan, 2005. PP. 142-143.
18. Зубкин В.И., Клюкин Л.М. Скрининговая тепловизионная диагностика заболеваний молочных желез / Современные аспекты онкологии. Материалы конференции. Ереван, 2006. С. 119-121.
19. Клюкин Л.М., Шихман С.М. Компьютерная маммография – новый метод скрининга на рак молочной железы // Медицинский вестник Израиля. 07.09.2006. С. 3-6.
20. Клюкин Л.М. Метод ДОТ раннего экспресс-распознавания различных типов нозологий в грудной и брюшной области тела человека / Современная медицинская техника и новейшие технологии в здравоохранении. Сборник трудов Международной научной конференции. – М.: АМТН, 2008. С. 142-143.
21. Руденко М.В., Клюкин Л.М., Свистушкин В.М., Никифорова Г.Н. Исследование патологии верхнечелюстных пазух новым методом контактной термографии / Современные аспекты онкологии. Материалы конференции. Ереван, 2006. С.171-172.

*Лемарк Михайлович Клюкин,
академик АМТН РФ,
ген. директор,
ООО «Современная компьютерная
медицинская техника»,
г. Москва,
e-mail: klukin32@mail.ru*

* * * * *