

К вопросу о моделировании и анализе ИК-термокарт головного мозга человека

А. В. Макаренко^{a, 1}, А. В. Правдивцев^a, М. Г. Воловик^b

^a Научно-исследовательская группа «Конструктивная Кибернетика»
Россия, 101000, Москва, а/я 560, Web: www.rdcn.ru

^b ФГУ «Нижегородский НИИ травматологии и ортопедии»
Россия, 603155, г. Нижний Новгород, Верхне-Волжская наб., 18/1

В настоящей статье представлены подходы и методы моделирования и анализа ИК-термокарт открытой коры головного мозга человека, которые направлены на решение основной задачи: выделение надёжных информативных признаков, по которым возможно обнаружить патологию головного мозга, классифицировать её тип, и очертить её границы. Создаваемый аналитический инструментарий также ориентирован на изучение фундаментальных проблем связанных с механизмами ауторегуляции и компенсации в головном мозгу. Излагаемые методы и подходы апробированы на реальной истории заболевания. Полученные результаты подтвердили правильность идей и работоспособность моделей и алгоритмов.

Ключевые слова: ИК-термокарта, кора головного мозга, моделирование, идентификация.

1. Введение

ИК-термокартирование открытой коры головного мозга в ходе нейрохирургических операций доказало высокую информативность и достоверность метода в оценке её функционального состояния [1, 2]. Особенно перспективными представляются тепловизионные исследования мозговой ткани, граничащей с опухолью (перитуморальная зона), ибо она подвергается наибольшему влиянию со стороны патологического процесса, вследствие чего в ней нарушаются механизмы регуляции кровотока.

В известных нам отечественных и зарубежных работах по локальной церебральной гемодинамике варианты нарушений регуляции локального артерио-венозного кровотока в перитуморальной зоне опухолей остались вне поля зрения ученых. Отсутствует единая, простая и удобная в применении методика функционального тестирования, адекватно, быстро, неинвазивно отражающая регуляторный резерв локального кровотока [3].

¹E-mail: avm.science@mail.ru

Холодовая проба – один из распространенных тестов, используемых для функциональной оценки микрососудистого русла. Он связан с созданием локальной гипотермии ткани в зоне её контакта с охлаждающим агентом, низкая температура которого поддерживается в течение необходимого периода времени [4]. Тест эффективен для изучения локальных резервов регуляции микроциркуляции [5]. Информативность холодового теста, впервые примененного нами на коре головного мозга человека, основывается на доказанной связи между развитием патологического очага и нарушением механизмов ауторегуляции мозгового кровотока [6, 7]. В случае онкологических заболеваний эти нарушения в значительной степени определяются гистобиологическими свойствами каждого конкретного вида опухоли. Оценка качественных и количественных изменений характеристик ИК-излучения от перитуморальной зоны важна для диагностики и прогноза. Подробно методика ИК-термокартирования с функциональной холодной пробой описана в работе [8].

При всей перспективности подхода, основанного на объединении ИК-термокартирования и холодового тестирования, существующие методы обработки данных весьма ограничены, что снижает возможности диагностики патологии головного мозга. Как правило, используется визуальный анализ ИК-термокарт и вычисление их простейших дескриптивных характеристик [9]. Чтобы снять данное ограничение, необходимо решить ряд основных задач:

1. Выделить надёжные информативные признаки, по которым возможно обнаружить патологию и классифицировать её тип, очертить её границы.
2. Синтезировать адаптивные критерии и решающие правила для обнаружения и классификации типа патологии.
3. Разработать алгоритмы оперативного автоматизированного анализа ИК-термокарт с функцией обнаружения и классификации типа патологии и очерчивания её границ.

Отметим, что разрешение означенных вопросов имеет не только прикладную ценность. Оно способствует изучению фундаментальных проблем связанных с эволюционно предусмотренными программами компенсации дефектов головного мозга, и встроенными в него механизмами ауторегуляции [10].

Настоящая работа освещает подходы и методы решения поставленных задач и построена следующим образом. В разделе 2.1 описаны исходные предпосылки к разработке оригинального подхода к моделированию

и анализу ИК-термокарт головного мозга человека. Сам подход изложен в разделах 2.2 – комплексная модель системы «Мозг-Патология-Кровоток» и 2.3 – алгоритмы обработки ИК-термокарт. Пример применения методов приведён в разделе 3. Раздел 4 содержит выводы по работе в целом.

Статья написана по материалам доклада [11] и выступления на семинаре лаборатории автоволновых процессов Института Прикладной Физики РАН (Нижний-Новгород, 24 марта 2011 года).

2. Моделирование и анализ ИК-термокарт головного мозга человека

2.1. Исходные положения

Исходя из постановки задачи, выделение надёжных информативных признаков и синтез адаптивных критериев и решающих правил, по которым возможно обнаружить патологию, классифицировать её тип, а также очертить её границы, является нетривиальной проблемой. Ибо в её решении объективно присутствуют следующие трудности:

- сложность анализируемых систем и процессов;
- нелинейность и нестационарность изучаемых систем;
- невозможность полноценной активной идентификации системы «Мозг-Патология-Кровоток»;
- ограниченный объём исходных данных.

Исходя из ауторегулятивных особенностей головного мозга человека [10], для решения поставленных задач, была разработана кибернетическая парадигма, условно изображённая на рисунке 1. На рисун-

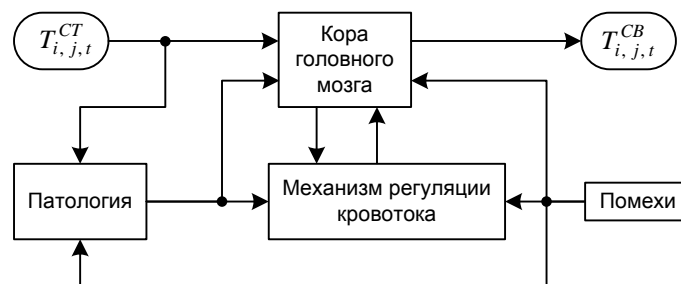


Рис. 1. Блок-схема системы «Мозг-Патология».

ке 1 обозначены: входное воздействие $T_{i,j,t}^{CT}$ и выходная реакция $T_{i,j,t}^{CB}$ –

пространственно-временные распределения температур «холодовой пробы» и открытой коры головного мозга, соответственно. Под «помехами» подразумеваются случайные флуктуации параметров, ошибки измерения и неучтённые факторы.

При синтезе структурно-функциональной схемы системы «Мозг-Патология-Кровоток» (МПК), и моделей на её основе, активно использовались положения синергетики [12], кибернетики [13] и современной теории автоматического управления [14].

2.2. Комплексная математическая модель системы МПК

Учитывая, что прямая и полноценная активная идентификация системы «Мозг-Патология-Кровоток» (МПК) затруднена, при её изучении на первое место выходят методы комплексного математического моделирования. Структурно-функциональная схема модели, реализующей концепцию «мультифизика», приведена на рисунке 2. Модель состоит из двух блоков:

А – моделирование течения жидкости в эластичных и пористых средах (течение крови по сосудам разного калибра) и массо-тепло-переноса (изменение температуры тканей в зависимости от кровенаполнения). Основным программным обеспечением являются COMSOL – решение системы дифференциальных уравнений с частными производными и КОМПАС – задание трёхмерной геометрии объектов.

В – моделирование процесса получения ИК-термокарт. Блок базируется на технологии MINOS [15, 16] и в качестве основного программного обеспечения включает в себя оптический САПР Zemax – трассировка лучей от источника к приёмнику излучения.

Ядром модели является «геометрия системы» – 3-х мерная объёмная подвижная сетка конечных элементов, описывающая геометрию операционного поля в целом, макро- и микро-циркуляторные бассейны, поверхность разных участков коры головного мозга и т. д. В качестве входного воздействия для модели определено пространственно-временное распределение температуры «холодовой пробы» $T_{i,j,t}^{CT}$. На выходе модель выдаёт временную последовательность скалярных полей I_{IR}° – кадров ИК-термокарт, каждый из которых содержит пространственное распределение температур в поле зрения тепловизора. Естественно, наблюдению также доступны и все внутренние переменные модели. Так, распределение температур можно получить, минуя «ИК-контур», непосредственно с выхода модели тепло-массо-переноса – переменная $T_{i,j,t}^{CB}$.

Все основные параметры, задающие свойства системы, доступны для настройки модели при идентификации реальных объектов. Для этого ис-

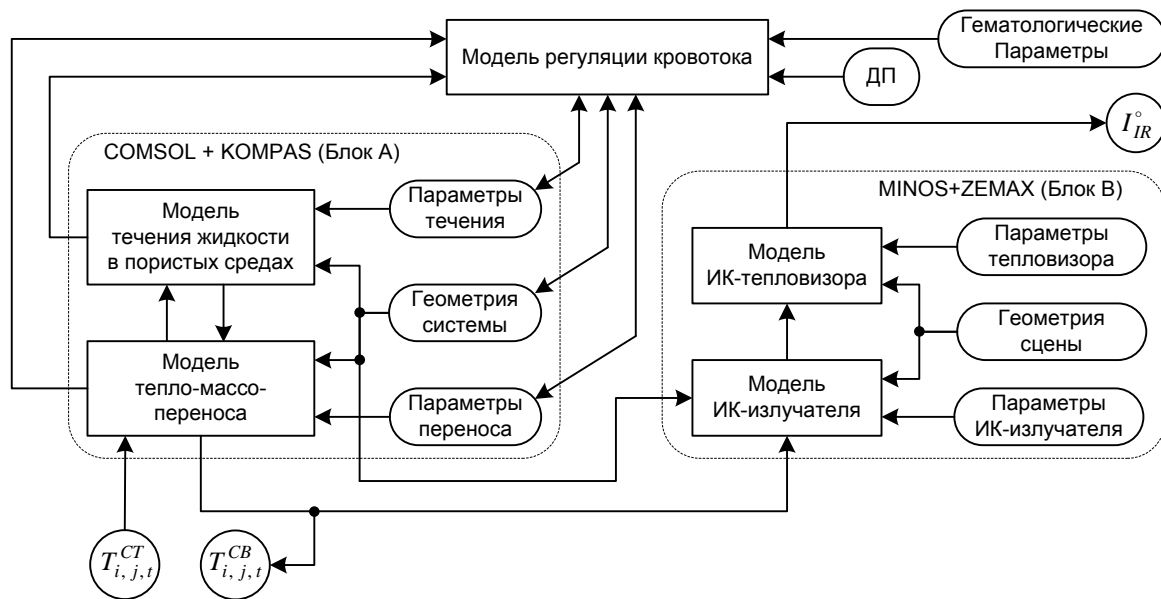


Рис. 2. Комплексная математическая модель процесса ИК-термокартирования головного мозга.

пользуются: данные гистологии опухоли; КТ- и МР-томограммы; параметры кровотока (УЗ и лазерная доплерометрия), параметры крови (вязкость), и др. Кроме того, активно применяются данные, полученные при биофизических и физиологических научных исследованиях, как, пример, показанная на рисунке 2 модель регуляции кровотока с набором дополнительных параметров (ДП).

2.3. Автоматизированный анализ ИК-термокарт

Разработка полноценной системы «Surgical cortical image guidance» (интраоперационная нейронавигация по изображению открытой коры головного мозга) требует решения ряда задач, основная из них – это синтез алгоритмов оперативного автоматизированного анализа ИК-термокарт с функцией обнаружения и классификации типа патологии и очерчивания её границ. В рамках разрабатываемого авторами подхода к решению этой задачи предлагается схема обработки ИК-термокарт, изображённая на рисунке 3.

На вход системы подаются изображения с двух каналов: цветного ТВ – скалярное поле I_{Vs} , цветовая модель HSV; тепловизионного ИК – I_{IR}° , содержащего отсчёты температур выраженные в градусах К. Причём I_{IR}° – это группа последовательных кадров, упорядоченных и разнесённых во времени: исходное состояние системы – I_{IR}^b ; реакция системы на «холодную пробу» – I_{IR}^{1-3} .

Оператор (О) вручную классифицирует автоматически выделенные

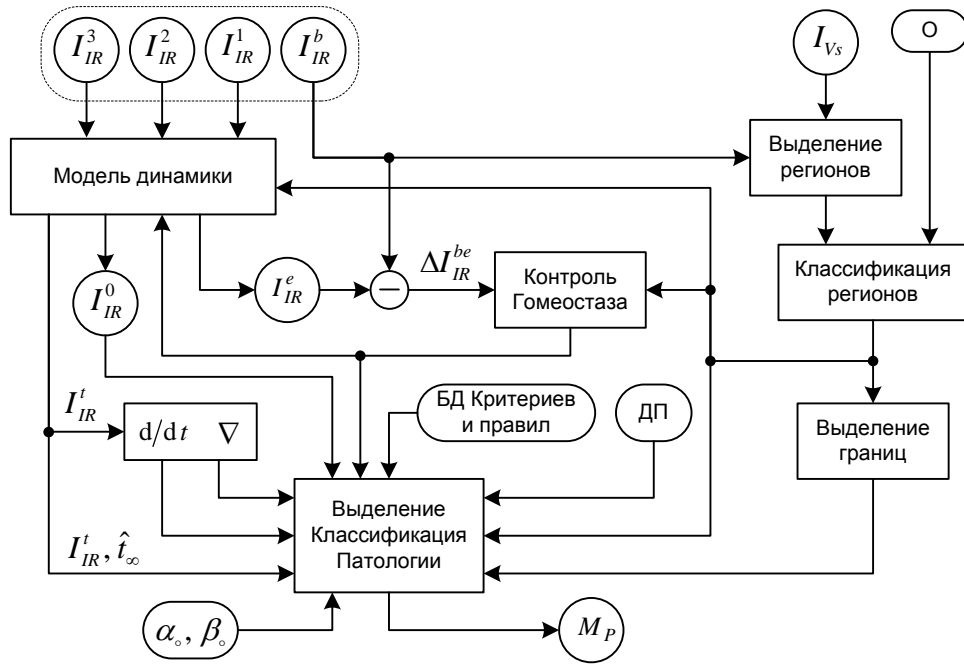


Рис. 3. Структурно-функциональная схема автоматизированного процесса обработки ИК-термокарт.

регионы ИК-термокарты на следующие типы: череп; кора; салфетки; инструмент; иное. Далее производится автоматическое построение границ между регионами. Эти операции базируются на адаптивных и самообучающихся алгоритмах из числа Image Processing [17].

Феноменологическая модель динамики осуществляет интерполяцию и экстраполяцию во времени пространственного распределения температур I_{IR}^t . Экстраполяция основана на существовании левой граничной точки I_{IR}^0 – момент окончания действия холодной пробы и правой асимптотики I_{IR}^e – соответствует релаксационному состоянию системы. Модель динамики также оценивает время релаксации \hat{t}_∞ :

$$\hat{t}_\infty = \{t : t = \inf T, \|I_{IR}^t - I_{IR}^e\| \leq \delta\}, \quad t \in T. \quad (2.1)$$

Отметим, что при экстраполяции, в зависимости от динамических характеристик системы, используется либо экспоненциальная, либо гиперболическая асимптотика [18].

Контроль гомеостаза [13] осуществляется по разностному сигналу $\Delta I_{IR}^{be} = I_{IR}^e - I_{IR}^b$ с учётом информации о типе региона ИК-термокарты. Контроль производится с целью автоматической настройки модели, а также для поиска областей, в которых $\|\Delta I_{IR}^{be}\| > \epsilon$. Последнее условие выступает индикатрисой при диагностике патологий.

Выход модели динамики подвергается дифференцированию – для каждого пикселя ИК-термокарты рассчитывается производная по време-

ни I_d , и пространственный градиент I_{∇} :

$$I_d = \frac{d}{dt} I_{IR}, \quad I_{\nabla} = \nabla I_{IR}. \quad (2.2)$$

В силу того, что процедуры численного дифференцирования (2.2) неустойчивы, применяются различные схемы регуляризации [19]. Более того, дополнительная устойчивость вычисления I_d и I_{∇} достигается за счёт согласования процедур дифференцирования по времени и по пространству.

Величины (2.2), наряду с ΔI_{IR}^{be} , также являются ведущими температурными индикатрисами при диагностике патологии, причём I_d – служит для обнаружения патологии, а I_{∇} – для её пространственного оконтуривания.

Весь этот массив информации, наряду с дополнительными параметрами (ДП), подаётся в блок «Выделение Классификация Патологии», выходом которого является векторное поле M_P – оно содержит тип и границы патологии, а также информацию о состоянии коры головного мозга (по участкам).

Принятие решения происходит на основе критериев и правил, которые содержатся в системе, посредством обработки гипотез. Поэтому оператор имеет возможность выставлять пороги ошибок первого α и второго β типов, причём независимо для обнаружения и для классификации патологии. В силу нелинейности и нестационарности объекта оценивания, в системе применяются адаптивные и самообучающиеся алгоритмы из числа Data Mining [14, 20].

3. Пример применения

В качестве демонстрации некоторых возможностей описанных выше методов моделирования и анализа ИК-термокарт, рассмотрим реальную историю заболевания – абсцесс правой теменной доли головного мозга. На рисунке 4а показана упрощённая 3D модель операционного поля, являющаяся частью «геометрии системы» в целом. Геометрия сцены (вид спереди) для ИК термокартирования модели операционного поля приведена на рисунке 4б (размеры даны в мм).

Обозначения на рисунке 4 имеют следующий смысл: O1 – наружная поверхность черепа; O2 – стенки трепанационного окна; O3 – поверхность головного мозга; O4 – очаг патологии; LS – сечение, по которому строится температурный профиль.

Модель предельно упрощена, тем не менее, она позволяет оценить три важных момента связанных с ИК термокартированием головного мозга, а

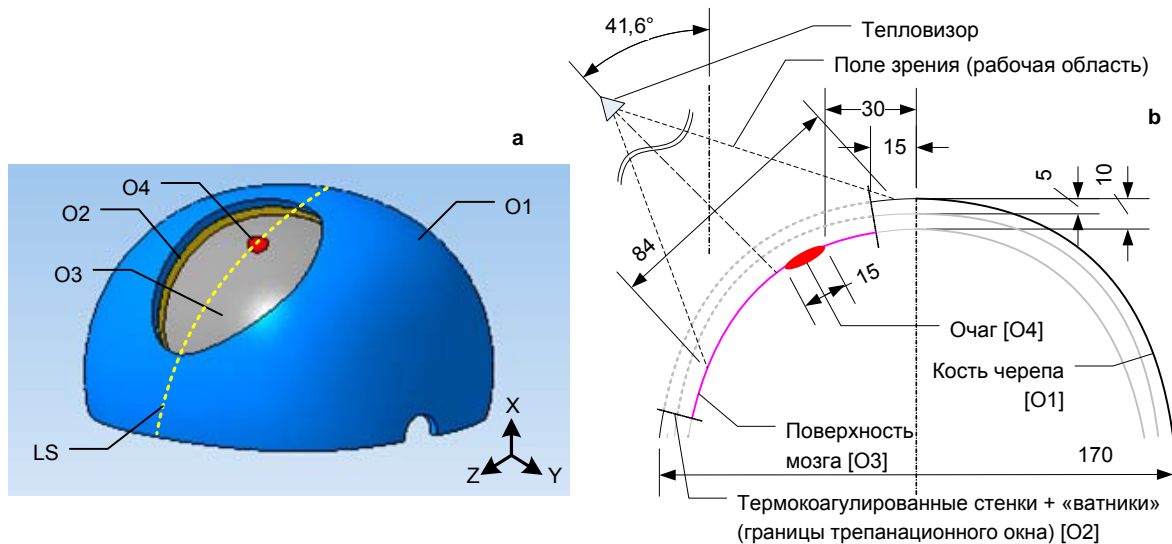


Рис. 4. 3D модель операционного поля (а). Геометрия сцены, вид спереди (б).

именно влияние на итоговое качество термокарты:

1. переотражений и экранировок;
2. ошибок в задании оптических свойств биологических тканей и растворов;
3. кривизны поверхности мозга и ориентации оси визирования тепловизора.

Отметим, что уточнение 3D-модели может идти посредством нанесения на неё дополнительных объектов: Ватники; Извилины и борозды на коре; Кровеносные сосуды различного калибра; Увлажнение поверхности; Дифференциация свойств объектов.

На рисунке 5а показана синтезированная на основе оригинальной технологии MINOS [16] ИК-термокарта операционного поля, изображённого на рисунке 4. Для наглядности контраст карты увеличен. Символами A_i обозначены зоны размером 12×12 пикселей каждая, в которых производится выборочный тепловизионный контроль температуры. Линия LS – горизонтальное сечение, по нему строится пространственный профиль температуры. Параметры «виртуального тепловизора»: поле зрения $2\omega = 7.8 \times 7.8$ град.; формат матричного приёмника излучения 140×140 пикселей; диапазон $3 - 5$ мкм (MWIR); точность определения температуры (зависит от количества трассируемых лучей [15]) $\Delta T = 0.01 - 1$ °C (на уровне надёжности 0.95).

Для проверки влияния кривизны поверхности мозга на ошибку измерения температуры по ИК-термокарте, для всех объектов операционного

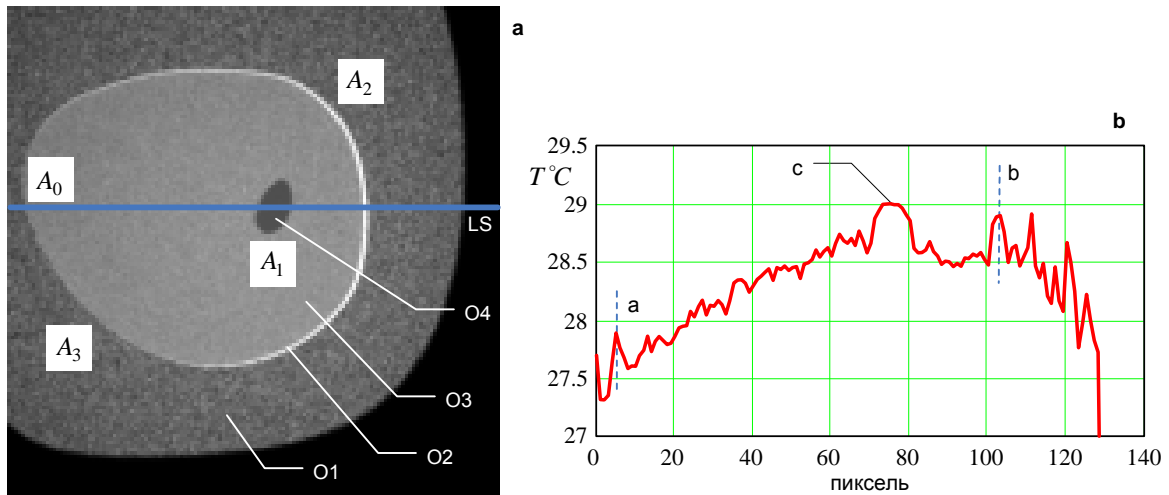


Рис. 5. Синтезированная ИК-термокарта операционного поля (а). Пространственный профиль температуры по сечению LS (б).

поля была выставлена температура $T = 29 \text{ }^\circ\text{C}$ и коэффициент светимости $\epsilon = 0.91$, температура в помещении принята $T_H = 22 \text{ }^\circ\text{C}$. Результат – пространственный профиль температуры по сечению LS – приведён на рисунке 5б, где: а и б – отклики от стенок трепанационного окна ($O2$), с – отклик от очага патологии ($O4$). Из рисунка 5б видно, что разница температур (восстановленных по ИК-термокарте) областей A_0 и A_1 достигает 1-го $^\circ\text{C}$. Таким образом, при проведении термокартирования и расчёте окончательной температуры должны учитываться кривизна поверхности мозга и ориентация оси визирования тепловизора.

Реальные ИК-термокарты рассматриваемой истории болезни, полученные на тепловизоре Agema-470, были обработаны алгоритмами описанными в разделе 2.3. Результаты анализа приведены на рисунке 6.

Как видно из рисунков 6с, d (см. овальные области, выделенные пунктирной линией) применяемые алгоритмы позволяют не только обнаруживать патологию и очерчивать её границу, но также и дифференцировать степень повреждения коры головного мозга. Отметим, что координаты очага патологии, выделенного из анализа ИК-термокарт и показанного на рисунке 6б, совпали с таковыми, полученными методами МР-томографии.

4. Заключение

В настоящей работе представлены подходы и методы моделирования и исследования ИК-термокарт открытой коры головного мозга человека. Разработанная кибернетическая схема опосредованной идентификации системы «Мозг-Патология-Кровоток» направлена на решение главной

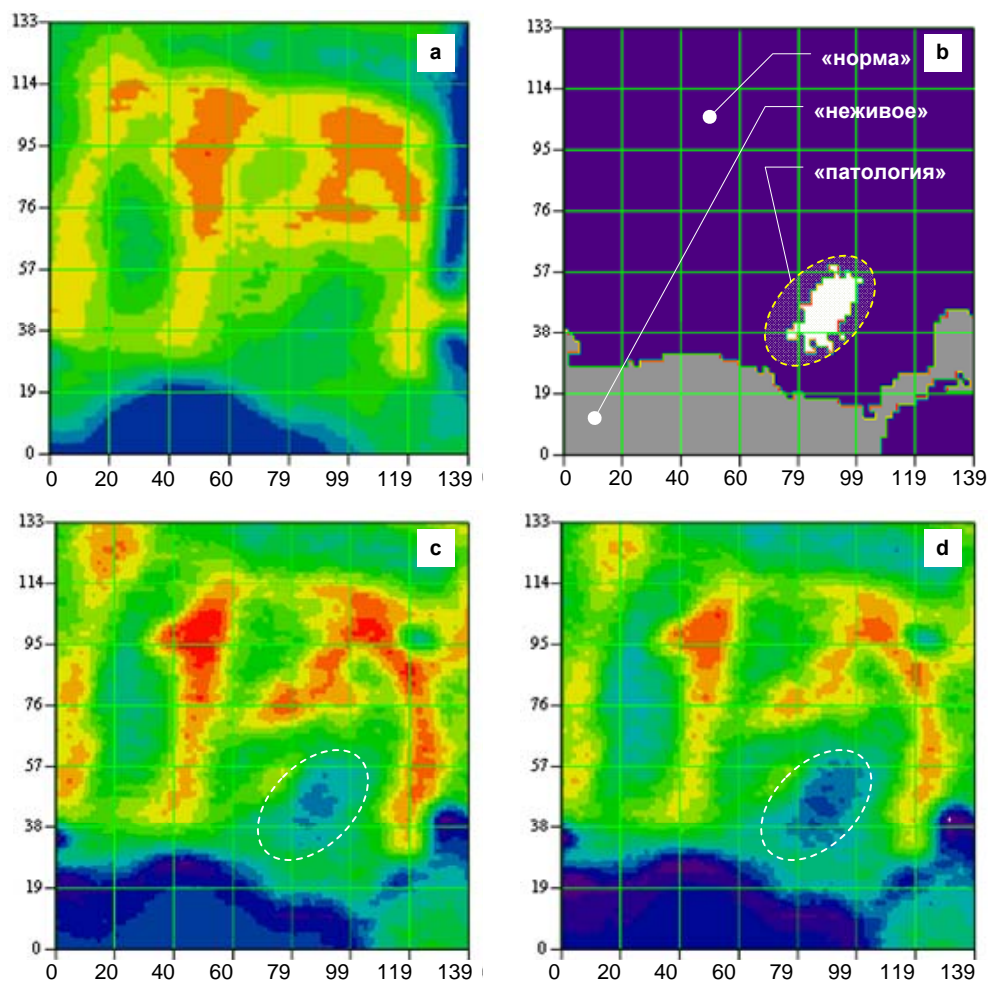


Рис. 6. ИК-термокарты: исходный кадр I_{IR}^b (а); типизированные регионы (b); проблемная область коры (с); повреждённая область коры (d).

задачи: выделение надёжных информативных признаков, по которым возможно обнаружить патологию, классифицировать её тип, и очертить её границы.

Принимая во внимание, что прямая активная идентификация изучаемой системы затруднена, авторы на первое место вывели методы комплексного математического моделирования. Изучение системы и построение её феноменологической модели проводилось с позиций выделенного входного воздействия – «холодовой пробы».

На основе адаптивных критериев и решающих правил для обнаружения и классификации типа патологии, синтезирована архитектура алгоритмической составляющей системы интраоперационной нейронавигации по изображению открытой коры головного мозга.

Излагаемые методы и подходы апробированы на реальной истории заболевания – абсцессе правой теменной доли головного мозга. Полученные результаты подтвердили правильность идей и работоспособность моделей

и алгоритмов.

Особо стоит отметить следующее. Создаваемый аналитический инструментарий имеет не только прикладную ценность, он также направлен на изучение фундаментальных проблем, связанных с механизмами ауторегуляции в головном мозгу, и эволюционно предусмотренными программами компенсации врождённых и приобретённых дефектов этого органа.

Авторы благодарят Пухтеева А. И. за помощь в создании 3D модели операционного поля.

Список литературы

1. *Воловик М.Г.* О роли метаболизма и кровотока в формировании термопаттернов, наблюдаемых в ходе оперативных вмешательств у нейрохирургических больных. В сб.: Актуальные проблемы нейрохирургии (под ред. А.П. Фраермана). Нижний Новгород, 2003. С.88-104.
2. *Gorbach A.M., Heiss J.D., Kopylev L., Oldfield E.H.* Intraoperative infrared imaging of brain tumors. *J.Neurosurg.* 2004. V.101, N 6. P.960-969.
3. *Березина В.В.* Исследование адаптационных возможностей кровотока перитуморальной зоны опухолей головного мозга. Автореф. дисс. ... канд. биол. наук. Нижний Новгород, 2009.
4. *Nevill M.E., Garrett A., Maxwell N., Parsons K.C., Norwitz A.J.* Thermal strain of intermittent and continuous exercise at 10 and 35°C in man //Sci. Meet. Physiol. Soc. Birmingham, 1994. № 483. P. 124-125.
5. *Рыжикова О.П., Шуваева В.Н.* Миогенные реакции различных участков артерио-артериолярного звена пиальной сосудистой сети на их окклюзию у нормо- и спонтанно гипертензивных крыс //Тез. докл. XIX съезда физиол. о-ва им. И.П. Павлова. СПб., 2004. Ч. I. С. 504.
6. *Усатов С.А.* Особенности клиники глиальных опухолей головного мозга различной степени злокачественности в зависимости от выраженности перифо-кальной зоны //Украинский нейрохир. журн. 1999. № 1. С. 13.
7. *King W.A., Black K.L.* Peritumoral edema with meningiomas //Meningiomas and their surgical management. Philadelphia, 1991. P.43-58.
8. *Кравец Л.Я., Воловик М.Г., Колесов С.Н., Березина В.В., Шелудяков А.Ю.* Способ оценки реактивности сосудов коры перитуморальной зоны супратенториальных опухолей / Патент на изобретение №2269287 от 10.02.2006.
9. *Кравец Л.Я., Воловик М.Г., Шелудяков А.Ю., Колесов С.Н., Григорьева В.В.* Тепловизионный мониторинг операционного поля при нейрохирургических вмешательствах. Сообщение I: Термокартирование коры при супратенториальных опухолях // Тез. докл. V Междунар. симпозиум. «Повреждения мозга (Минимально-инвазивные способы диагностики и лечения)». СПб., 1999. С.208-210.
10. *Фундаментальная и клиническая физиология.* / Под ред. А. Камкина и А. Каменского, М.: Изд. центр «Академия», 2004. 1073 с.
11. *Воловик М.Г., Макаренко А.В., Правдивцев А.В.* Подходы и методы моделирования и исследования ИК-термокарт головного мозга человека. // Вторая Всероссийская конференция «Нелинейная динамика в когнитивных исследованиях» / Сборник докладов. – Нижний Новгород, ИПФ РАН, 2011.
12. *Хакен Г.* Синергетика. Пер с англ. М.: Мир, 1980. 406 с.
13. *Эшби У.Р.* Введение в кибернетику. М.: Изд. иностр. лит., 1959. 432 с.
14. *Справочник по теории автоматического управления.* / Под ред. Красовского А.А., М.: Наука. Гл. ред. физ.-мат. лит., 1987. 712 с.
15. *Макаренко А.В., Правдивцев А.В., Юдин А.Н.* Метод оценивания внутреннего паразитного излучения оптических трактов инфракрасных систем. // Электромагнитные волны и электронные системы. 12, 2009.

16. *Макаренко А.В., Правдивцев А.В.* Ab initio метод оценивания собственного «паразитного» излучения оптических систем инфракрасного диапазона. // VIII Всероссийский молодежный Самарский конкурс-конференция научных работ по оптике и лазерной физике / Сборник конкурсных докладов. – Самара, СамГУ, 2010. С.226-232.
17. *Zhou H., Wu J., Zhang J.* Digital Image Processing. BookBoon, 2010.
18. *Баренблатт Г.И.* Подобие, автомодельность, промежуточная асимптотика. Приложения к геофизической гидродинамике. 2е изд. Гидрометеиздат, 1982. 257 с.
19. *Калиткин Н.Н.* Численные методы. М.: Наука, 1978. 512 с.
20. *Witten I.H., Frank E., Hall M.A.* Data Mining: Practical Machine Learning Tools and Techniques (Third Edition), Morgan Kaufmann, 2011. 629 pp.

Макаренко Андрей Викторович,
канд. техн. наук,
рук. научно-исследовательской группы
«Конструктивная Кибернетика»,
e-mail: avm.science@mail.ru

Поступила 14 июля 2011

Правдивцев Андрей Виталиевич,
соискатель учёной степени канд. техн. наук,
вед. спец. научно-исследовательской группы
«Конструктивная Кибернетика»,
e-mail: avp@rdcn.ru

Воловик Михаил Григорьевич,
канд. биол. наук,
старший научный сотрудник
«Нижегородский НИИ травматологии и ортопедии»,
e-mail: afanassy@mail.ru