



К ВОПРОСУ О МОДЕЛИРОВАНИИ И АНАЛИЗЕ ИК-ТЕРМОКАРТ ГОЛОВНОГО МОЗГА ЧЕЛОВЕКА

А.В. Макаренко, А.В. Правдивцев, М.Г. Воловик

В настоящей статье представлены подходы и методы моделирования и анализа ИК-термокарт открытой коры головного мозга человека, которые направлены на решение основной задачи: выделение надежных информативных признаков, по которым возможно обнаружить патологию головного мозга, классифицировать ее тип, и очертить ее 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.

Введение

ИК-термокартирование открытой коры головного мозга в ходе нейрохирургических операций доказало высокую информативность и достоверность метода в оценке ее 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].

Холодовая проба – один из распространенных тестов, используемых для функциональной оценки микрососудистого русла. Он связан с созданием локальной гипотермии ткани в зоне ее контакта с охлаждающим агентом, низкая температура

которого поддерживается в течение необходимого периода времени [4]. Тест эффективен для изучения локальных резервов регуляции микроциркуляции [5]. Информативность холодого 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 холодого 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:

- Выделить надежные информативные признаки, по которым возможно обнаружить патологию и классифицировать ее тип, очертить ее границы.
- Синтезировать адаптивные критерии и решающие правила для обнаружения и классификации типа патологии.
- Разработать алгоритмы оперативного автоматизированного анализа ИК-термокарт с функцией обнаружения и классификации типа патологии и очерчивания ее 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 1.1 описаны исходные предпосылки к разработке оригинального подхода к моделированию и анализу ИК-термокарт головного мозга человека. Сам подход изложен в разделах 1.2 – комплексная модель системы «Мозг–Патология–Кровоток» и 1.3 – алгоритмы обработки ИК-термокарт. Пример применения методов приведен в разделе 2. Заключение 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).

1. Моделирование и анализ ИК-термокарт головного мозга человека

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

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

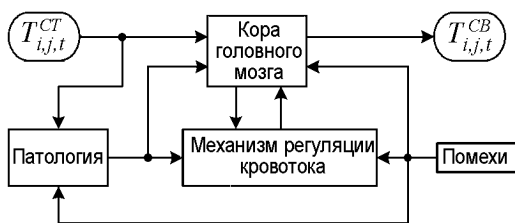


Рис. 1. Блок-схема системы «Мозг–Патология»

Исходя из ауторегулятивных особенностей головного мозга человека [10] для решения поставленных задач была разработана кибернетическая парадигма, условно изображенная на рис. 1. На рисунке 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 неучтенные факторы.

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

1.2. Комплексная математическая модель системы «Мозг–Патология–Кровоток». Учитывая, что прямая и полноценная активная идентификация системы МПК затруднена, при ее изучении на первое место выходят методы комплексного математического моделирования. Структурно-функциональная схема модели, реализующей концепцию «мультифизика», приведена на рис. 2. Модель состоит из двух блоков.

Блок А – моделирование течения жидкости в эластичных и пористых средах (течение крови по сосудам разного калибра) и массотеплопереноса (изменение тем-

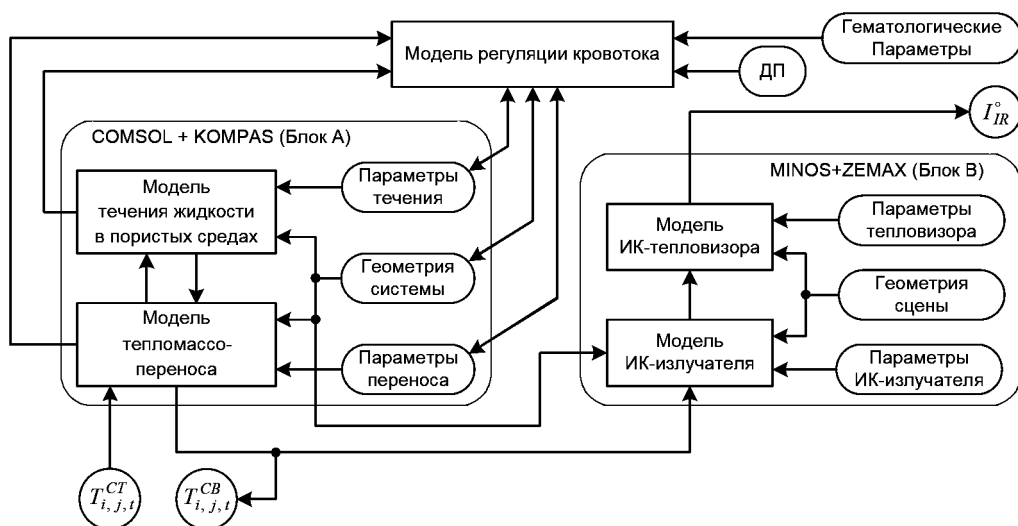


Рис. 2. Комплексная математическая модель процесса ИК-термокартирования головного мозга

пературы тканей в зависимости от параметров мозгового кровотока). Основным программным обеспечением являются COMSOL – решение системы дифференциальных уравнений с частными производными и КОМРАС – задание трехмерной геометрии объектов.

Блок **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 приемнику излучения.

Ядром модели является «геометрия системы» – 3-мерная объемная подвижная сетка конечных элементов, описывающая геометрию операционного поля в целом, макро- и микроциркуляторные 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 выдает временную последовательность скалярных полей I_{IR}^o – 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 тепломассопереноса – переменная $T_{i,j,t}^{CB}$.

Все основные параметры, задающие свойства системы, доступны для настройки модели при идентификации реальных объектов. Для этого используются: данные гистологии опухоли; результаты КТ и МРТ; параметры мозгового 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 рис. 2 модель регуляции кровотока с набором дополнительных параметров (ДП).

1.3. 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 которых – это синтез алгоритмов оперативного автоматизированного анализа ИК-термокарт с функцией обнаружения и классификации типа патологии и очерчивания ее границ. В рамках разрабатываемого авторами подхода к решению этой задачи предлагается схема обработки ИК-термокарт, изображенная на рис. 3.

На вход системы подаются изображения с двух каналов: цветного ТВ – скалярное поле I_{Vs} , цветовая модель HSV; тепловизионного ИК – I_{IR}^o , содержащего отсчеты температур, выраженные в кельвинах. Причем I_{IR}^o – это группа последовательных кадров, упорядоченных и разнесенных во времени: исходное состояние системы – I_{IR}^b ; реакция системы на «холодовую пробу» – I_{IR}^{1-3} .

Оператор (O) вручную классифицирует автоматически выделенные 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

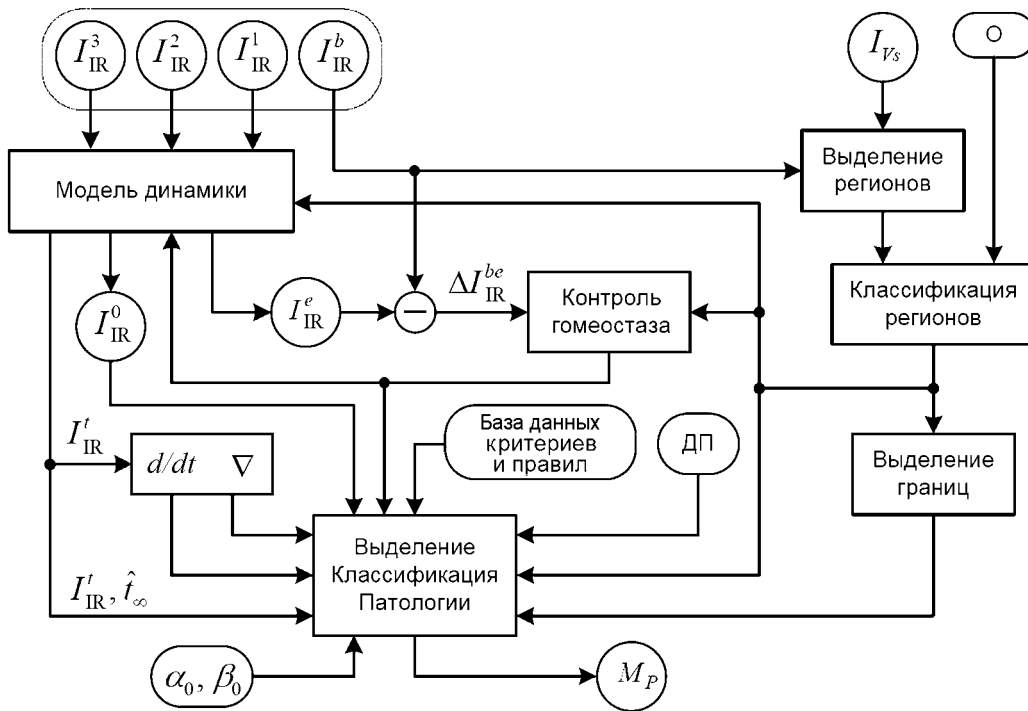


Рис. 3. Структурно-функциональная схема автоматизированного процесса обработки ИК-термокарт действия холодной пробы – и правой асимптотики I_{IR}^e – соответствует релаксационному состоянию системы. Модель динамики также оценивает время релаксации \hat{t}_{∞} :

$$\hat{t}_{\infty} = \{t : t = \inf T, \|I_{IR}^t - I_{IR}^e\| \leq \delta\}, \quad t \in T. \quad (1)$$

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 учетом информации о типе региона ИК-термокарты. Контроль производится с целью автоматической настройки модели, а также для поиска областей, в которых $\|\Delta I_{IR}^{be}\| > \varepsilon$. Последнее условие выступает индикатором при диагностике патологий.

Выход модели динамики подвергается дифференцированию – для каждого пикселя ИК-термокарты рассчитывается производная по времени I_d , и пространственный градиент I_{∇} :

$$I_d = \frac{d}{dt} I_{IR}, \quad I_{\nabla} = \nabla I_{IR}. \quad (2)$$

В силу того, что процедуры численного дифференцирования (2) неустойчивы, применяются различные схемы регуляризации [19]. Более того, дополнительная устойчивость вычисления I_d и I_{∇} достигается за счет согласования процедур дифференцирования по времени и по пространству.

Величины I_d и I_{∇} , наряду с ΔI_{IR}^{be} , также являются ведущими температурными индикаторами при диагностике патологии, причем I_d служит для обнаружения патологии, а I_{∇} – для ее пространственного оконтуривания.

Весь этот массив информации, наряду с дополнительными параметрами (ДП), подается 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, причем 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].

2. 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 рис. 4, *а* показана упрощенная 3D-модель операционного поля, являющаяся частью «геометрии системы» в целом. Геометрия сцены (вид спереди) для ИК термокартирования модели операционного поля приведена на рис. 4, *б* (размеры даны в мм).

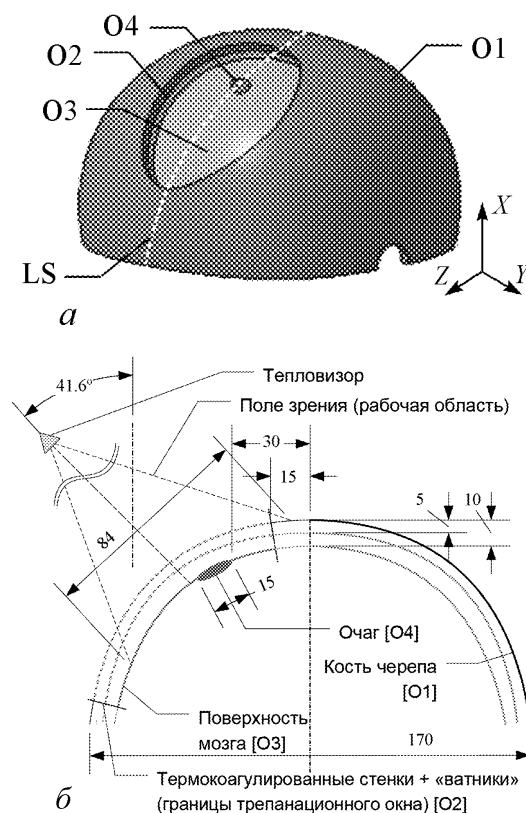


Рис. 4. 3D-модель операционного поля (*а*). Геометрия сцены, вид спереди (*б*)

Обозначения на рисунке 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 именно влияние на итоговое качество термокарты: переотражений и экранировок; ошибок в задании оптических свойств биологических тканей и растворов; кривизны поверхности мозга и ориентации оси визирования тепловизора.

Отметим, что уточнение 3D-модели может идти посредством нанесения на нее дополнительных объектов: ватники; извилины и борозды на коре; кровеносные сосуды различного калибра; увлажнение поверхности; дифференциация свойств объектов.

На рис. 5, *а* показана синтезированная на основе оригинальной техно-

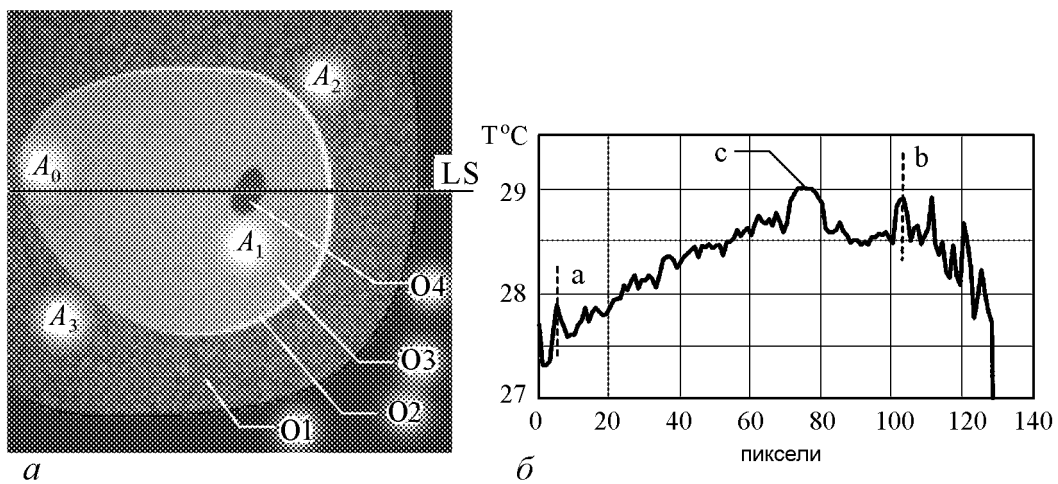


Рис. 5. Синтезированная ИК-термокарта операционного поля (а). Пространственный профиль температуры по сечению LS (б)

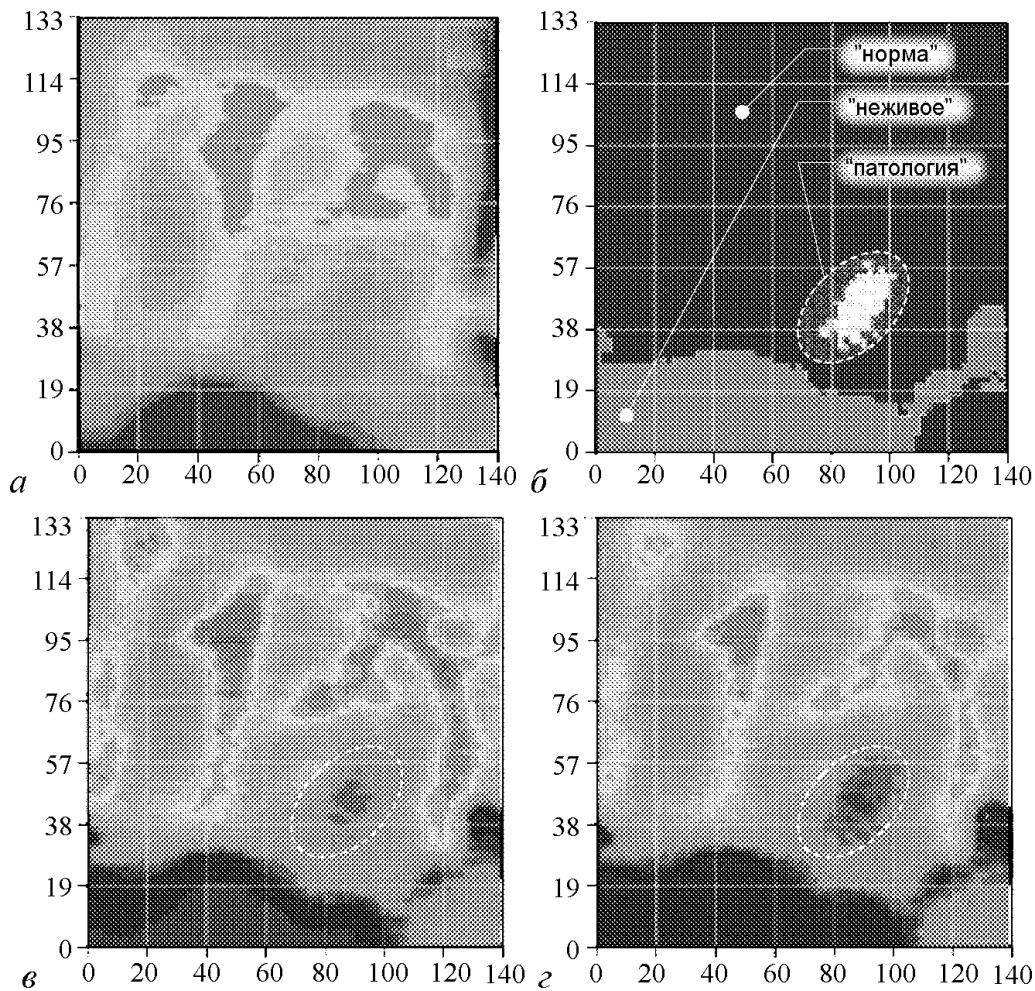


Рис. 6. ИК-термокарты: исходный кадр I_{IR}^b (а); типизированные регионы (б); проблемная область лба (в); поврежденная область лба (г)

логии MINOS [16] ИК-термокарта операционного поля, изображенного на рис. 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 приемника 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 надежности 0.95).

Для проверки влияния кривизны поверхности мозга на ошибку измерения температуры по ИК-термокарте, для всех объектов операционного поля была выставлена температура $T = 29^\circ\text{C}$ и коэффициент светимости $\varepsilon = 0.91$, температура в помещении принята $T_H = 22^\circ\text{C}$. Результат – пространственный профиль температуры по сечению LS – приведен на рис. 5, б, где а и в – отклики от стенок трепанационного окна (O2), с – отклик от очага патологии (O4). Из рис. 5, б видно, что разница температур (восстановленных по ИК-термокарте) областей A_0 и A_1 достигает 1°C . Таким образом, при проведении термокартирования и расчете 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 1.3. Результаты анализа приведены на рис. 6.

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

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

Принимая во внимание, что прямая активная идентификация изучаемой системы затруднена, авторы на первое место вывели методы комплексного математического моделирования. Изучение системы и построение ее 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 врожденных и приобретенных дефектов этого органа.

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

Библиографический список

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.
2. *Gorbach A.M., Heiss J.D., Kopylev L., Oldfield E.H.* Intraoperative infrared imaging of brain tumors // J.Neurosurg. 2004. Vol. 101, № 6. P. 960.
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.
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 перифокальной 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.
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. симпоз. «Повреждения мозга (Минимально-инвазивные способы диагностики и лечения)». СПб., 1999. С. 208.

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. А.А. Красовского. 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. 2009, № 12. С. 28.
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.
17. *Zhou H., Wu J., Zhang J.* Digital Image Processing. BookBoon, 2010.
18. *Баренблатт Г.И.* Подобие, автомодельность, промежуточная асимптотика. Приложения к геофизической гидродинамике. 2-е 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.

*Группа «Конструктивная
Кибернетика», Москва
НИИ травматологии
и ортопедии, Н. Новгород*

Поступила в редакцию 14.07.2011

PROBLEMS OF MODELING AND ANALYSIS OF INFRARED THERMO MAPS HUMAN BRAIN

A.V. Makarenko, A.V. Pravdivtsev, M.G. Volovik

This paper presents the approaches and methods for modeling and analysis of the open human cerebral cortex IR-thermo maps. The main goal of the development is to solve fundamental problems: the selection of reliable informative features, which allow detecting abnormalities of the brain, to classify its types, and to delineate its boundaries. The created analytical tools are also directed to the studying fundamental problems related to the mechanisms of autoregulation and compensation in the brain. The described methods and approaches were tested on the real medical history.

Keyword: Map, brain cortex, modeling, identification.



Макаренко Андрей Викторович – родился в г. Орджоникидзе (1977). Канд. техн. наук (2002) по специальности 05.13.01 – «Системный анализ, управление и обработка информации». Руководитель научно-исследовательской группы «Конструктивная кибернетика». Область научных интересов: анализ структуры динамических процессов, предсказуемость; обнаружение, классификация и диагностика не вполне наблюдаемых объектов; синхронизация в нелинейных и хаотических системах. Автор 7 статей в рецензируемых журналах и более 50 докладов. Ассоциированный член IEEE, состоит в секции «IEEE Systems, Man, and Cybernetics Society».

101000 Москва, а/я 560

Web: <http://www.rdcn.ru>

Научно-исследовательская группа «Конструктивная Кибернетика»

E-mail: avm.science@mail.ru



Правдивцев Андрей Виталиевич – родился в Тбилиси (1983). Окончил аспирантуру кафедры «Лазерные и оптико-электронные системы» МГТУ им. Н.Э. Баумана по специальности 05.11.17 – «Оптические и оптико-электронные приборы и комплексы». Ведущий специалист научно-исследовательской группы «Конструктивная кибернетика». Область научных интересов: методы синтеза и оптимизации оптико-электронных систем и мультиспектральных оптических трактов. Автор 2 статей в рецензируемых журналах и более 10 докладов. Индивидуальный член Optical Society of America.

101000 Москва, а/я 560

Web: <http://www.rdcn.ru>

Научно-исследовательская группа «Конструктивная Кибернетика»

E-mail: avp@rdcn.ru



Воловик Михаил Григорьевич – родился в Днепропетровске (1959), окончил Горьковский государственный университет им. Н.И. Лобачевского (1981). Защищал диссертацию на соискание ученой степени канд. биол. наук (1989) на тему «Термоэнцефалоскопические реакции мозга на сенсорные и прямые термические воздействия на кору» в Институте высшей нервной деятельности и нейрофизиологии АН СССР. Старший научный сотрудник Нижегородского НИИ травматологии и ортопедии Минздравсоцразвития России. Участвовал в разработке нового метода исследования мозга – термоэнцефалоскопии, нового направления функциональной диагностики в нейрохирургии – интраоперационного тепловидения. Автор 140 научных работ, монографий (в соавторстве) «Термоэнцефалоскопия – новый метод исследования мозга» (М.: «Наука», 1989), «Медицинское тепловидение: современный методологический подход» (Н. Новгород, 2008), ряда справочников, руководств и пособий; имеет 7 патентов РФ и 2 приоритетных справки по заявкам на изобретения.

603155 Н. Новгород, Верхне-Волжская Набережная, 18

НИИ травматологии и ортопедии Минздравсоцразвития России

E-mail: afanassy@mail.ru