

Подходы и методы моделирования и исследования ИК-термокарт головного мозга человека

М.Г. Воловик¹, А.В. Макаренко², А.В. Правдивцев²

¹ФГУ «Нижегородский НИИ травматологии и ортопедии» Минздравсоцразвития

²Научно-исследовательская группа «Конструктивная Кибернетика», Москва

Введение

ИК-термокартирование открытой коры головного мозга в ходе нейрохирургических операций доказало высокую информативность и достоверность метода в оценке ее функционального состояния [2, 9]. 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 [1].

Холодовая проба – один из распространенных тестов, используемых для функциональной оценки локальной гипотермии ткани в зоне ее контакта с охлаждающим агентом, низкая температура которого поддерживается в течение необходимого периода времени [11]. Тест эффективен для изучения локальных резервов регуляции микроциркуляции [6]. 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 [8,10]. 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 [3].

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 [4].

Чтобы снять данное ограничение, необходимо решить ряд задач, в том числе:

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.

Настоящая работа освещает подходы и методы решения поставленных задач.

2. Комплексное моделирование ИК-термокарт

Выделение надёжных информативных признаков, по которым возможно обнаружить патологию, классифицировать её тип, а также очертить её границы, является сложной и нетривиальной задачей, ибо сама изучаемая система и протекающие в ней процессы сложны и по своей сути нелинейны. Для решения данной проблемы привлекаются системный подход и положения синергетики, используется кибернетическая парадигма, условно изображённая на рисунке 1.

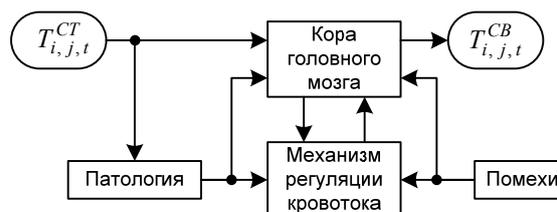


Рис. 1. Блок-схема системы «Мозг-Патология»

На рисунке 1 обозначены: входное воздействие $T_{i,j,t}^{CT}$ – пространственно-временное распределение температуры «холодовой пробы»; $T_{i,j,t}^{CB}$ – пространственно-временное распределение температуры открытой коры головного мозга.

Учитывая, что прямая активная идентификация системы «мозг-патология-кровооток» затруднена, 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 и KOMPAS.

В – моделирование процесса получения ИК-термокарт. Блок базируется на технологии MINOS [5, 7] и в качестве базового программного обеспечения включает в себя оптический САПР Zemax.

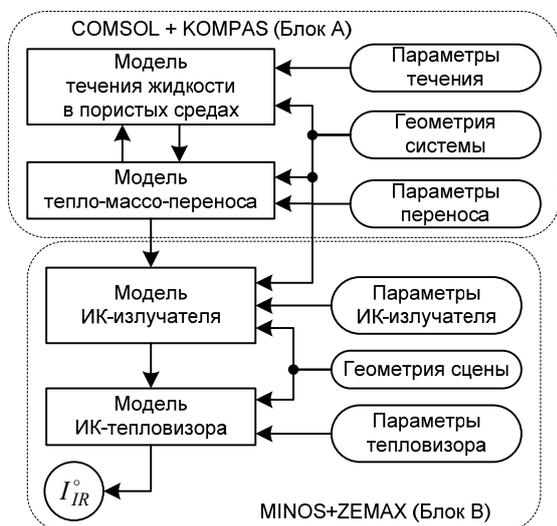


Рис. 2. Комплексная математическая модель процесса ИК-термокартирования головного мозга

Основой модели является «геометрия системы» – 3-х мерная объёмная сетка конечных элементов, описывающая геометрию операционного поля в целом, макро- и микроциркуляторные бассейны, поверхность разных участков коры головного мозга и т. д. На выходе модель выдаёт скалярное поле I_{IR}^o – пространственно-временное распределение температур в поле зрения тепловизора (фильм ИК-термокарт). Естественно, наблюдению также доступны и все внутренние переменные модели. Так, распределение температур можно получить, минуя «ИК-контур», – непосредственно с выхода модели тепло-массо-переноса.

Все основные параметры, задающие свойства системы, доступны для настройки модели при идентификации реальных объектов. Для этого используются: данные гистологии опухоли; КТ- и МРТ-томограммы; параметры кровотока (УЗ и лазерная доплерометрия) и др. Кроме того, активно применяются данные, полученные при биофизических и физиологических научных исследованиях (например, не показанная на рисунке 2 модель регуляции кровотока). В качестве задающих воздействий может быть выбрана произвольная комбинация изменения любых величин (например, скорость течения крови снижается, а её вязкость – растёт).

В качестве примера на рисунке 3 показана упрощённая 3D модель операционного поля, являющаяся частью «геометрии системы» в целом. В основе данной модели лежит история заболевания – абсцесс правой теменной доли головного мозга.

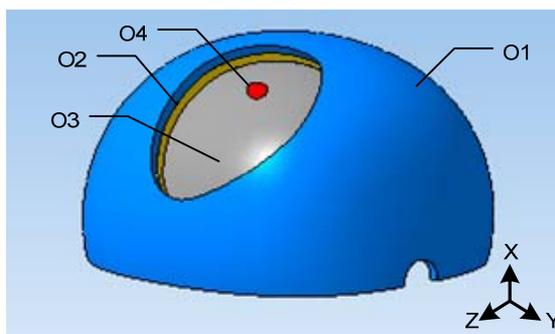


Рис. 3. Упрощённая 3D модель операционного поля

Обозначения на рисунке 3 имеют следующий смысл: O1 – наружная поверхность черепа; O2 – стенки трепанационного окна; O3 – поверхность головного мозга; O4 – очаг патологии.

Подобный уровень упрощения, тем не менее, позволяет оценить три важных момента связанных с ИК термокартированием головного мозга, а 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.

Геометрия сцены (вид спереди) для ИК термокартирования модели операционного поля приведена на рисунке 4 (размеры даны в мм).

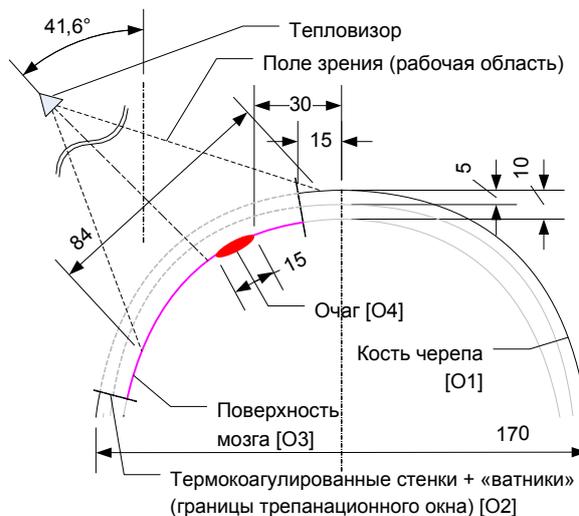


Рис. 4. Геометрия сцены, вид спереди

На рисунке 5 показана синтезированная на основе технологии MINOS [7] ИК-термокарта операционного поля, изображённого на рисунках 3 и 4. 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 трасси-

руемых лучей [5]) $\Delta T = 0.01 - 1 \text{ }^\circ\text{C}$ (на уровне надёжности 95 %).

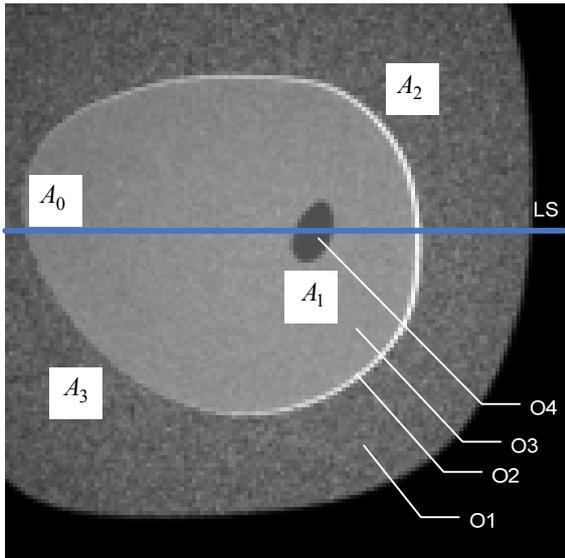


Рис. 5. Синтезированная ИК-термокарта (для наглядности увеличен яркостной контраст)

Для проверки влияния кривизны поверхности мозга на ошибку измерения температуры по ИК-термокарте, для всех объектов операционного поля была выставлена температура $T = 29 \text{ }^\circ\text{C}$ и коэффициент светимости $\varepsilon = 0.91$, температура в помещении принята $T_H = 19 \text{ }^\circ\text{C}$. Результат – пространственный профиль температуры по сечению LS – приведён на рисунке 6.

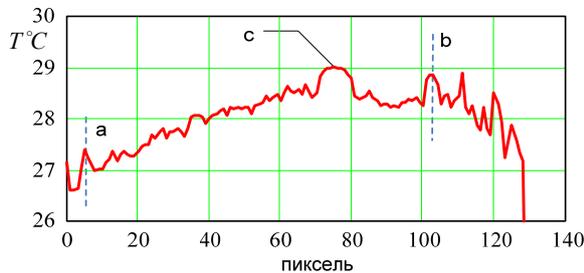


Рис. 6. Пространственный профиль температуры по сечению LS

На рисунке 6 обозначены: а и b – отклики от стенок трепанационного окна (O2), с – отклик от очага патологии (O4). Как видно из рисунка 6, разница температур (восстановленных по ИК-термокарте) областей A_1 и A_0 достигает $1.5 \text{ }^\circ\text{C}$.

Таким образом, при проведении термокартирования и расчёте окончательной температуры должны учитываться кривизна поверхности мозга и ориентация оси визирования тепловизора.

3. Автоматизированная обработка 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 оператив-

ного 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 7.

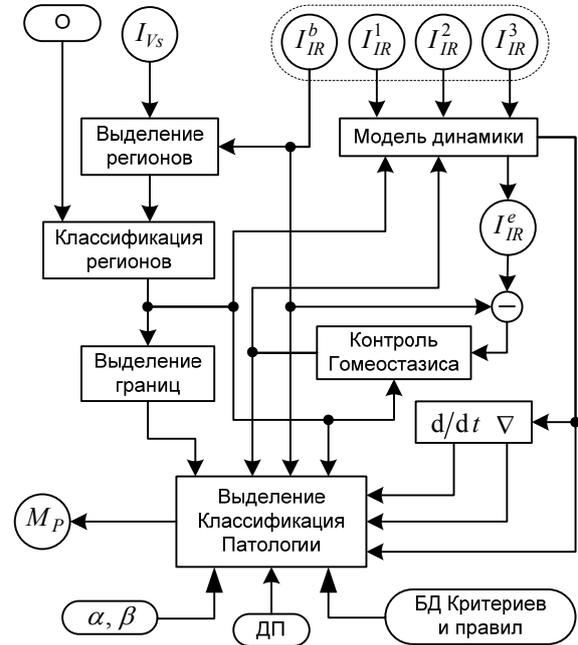


Рис. 7. Структурно-функциональная схема автоматизированного процесса обработки ИК-термокарт

На вход системы подаются изображения с двух каналов: цветного ТВ – скалярное поле I_{Vs} ; тепловизионного ИК – I_{IR}^o . Причём I_{IR}^o – это группа последовательных кадров, разнесённых по времени: исходное состояние системы – I_{IR}^b ; реакция системы на «холодовую пробу» – I_{IR}^{1-3} . Модель динамики (интерполяция и экстраполяция), помимо всего прочего, синтезирует два изображения (мгновенное распределение температур): I_{IR}^0 – в момент окончания действия холодной пробы; I_{IR}^e – соответствует релаксационному состоянию системы. Модель динамики также оценивает время релаксации \hat{t}_∞ . Выход модели динамики подвергается дифференцированию – для каждого пикселя ИК-термокарты рассчитывается производная по времени d/dt и пространственный градиент ∇ . Оператор (обозначен O) вручную классифицирует автоматически выделенные регионы ИК-термокарты: череп; кора; салфетки; инструмент; иное. Весь этот массив информации подаётся в блок «Выделение Классификация Патологии», выходом которого является векторное поле M_p – оно содержит тип и границы патологии.

Принятие решения происходит на основе критериев и правил, которые содержатся в системе. В неё также вводятся дополнительные параметры операционного поля (обозначены ДП), как-то: скорость кровотока, вязкость крови и т. п. Решения принимаются 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 качестве примера на рисунке 8а показана реальная ИК-термокарта (I_{IR}^b , тепловизор Агема-470) открытой коры головного мозга пациента с абсцессом правой теменной доли. Результат – выделены границы патологии – на рисунке 8б.

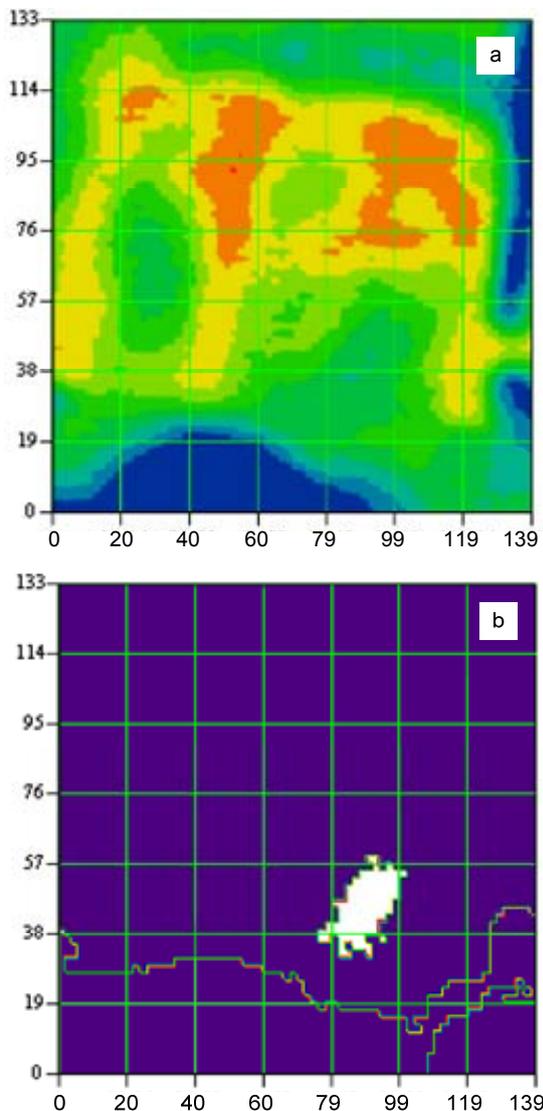


Рис. 8. Обработка ИК-термокарты с патологией

Отметим, что в системе применяются адаптивные и самообучающиеся алгоритмы.

Выводы

В настоящей работе представлены подходы и методы моделирования и исследования ИК-термокарт открытой коры головного мозга человека. Разрабатываемая кибернетическая парадигма опосредованной идентификации системы «мозг-патология-кровоток» направлена на решение главной задачи: выделение надёжных информативных признаков, по которым возможно обнаружить патологию, классифицировать её тип, и очертить её границы.

Принимая во внимание, что прямая активная идентификация системы «мозг-патология-кровоток» затруднена, авторы на первое место выводят методы комплексного математического моделирования. В связи с тем, что изучаемая система и протекающие в ней процессы сложны и по своей сути нелинейны, для решения данной проблемы активно привлекаются системный подход, кибернетика и положения синергетики.

Идентификация изучаемой системы и построение её феноменологической модели проводится в режиме выделенного входного воздействия – «холодовой пробы».

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

Литература

1. Березина В.В. Исследование адапционных возможностей кровотока перитуморальной зоны опухолей головного мозга. Автореф. дисс. ... канд. биол. наук. Нижний Новгород, 2009.
2. 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.
3. 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.
4. 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.208-210.
5. 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.
6. Рыжикова О.П., Шуваева В.Н. Миогенные реакции различных участков артерио-артериолярного звена пияльной 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.
7. Технология MINOS // Официальный web-сайт научно-исследовательской группы «Конструктивная Кибернетика» / URL: <http://www.rdcn.ru>
8. 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.
9. 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.
10. King W.A., Black K.L. Peritumoral edema with meningiomas // Meningiomas and their surgical management. Philadelphia, 1991. P.43-58.
11. 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.