

**Н.И. Глушук¹, Э.Ю. Гордиенко¹, Ю.В. Фоменко¹, Г.В. Шустакова¹,
Л.Г. Мирошниченко², Н.Н. Колотилов³**

¹Физико-технический институт низких температур им. Б.И. Веркина НАН Украины,
просп. Науки, 47, Харьков, 61103, Украина, тел. +38 (057) 340-2223, ilt@ilt.kharkov.ua

²Харьковский областной клинический онкологический центр,
ул. Лесопарковая, 4, Харьков, 61070, Украина, тел. +38 (057) 315-1173, office_oncocentr@mail.ru

³Институт ядерной медицины и лучевой диагностики НАМН Украины,
ул. Платона Майбороды, 32, Киев, 04050, Украина, тел. +38 (044) 489-0094, idrnm@ukr.net

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ АНОМАЛЬНЫХ ТЕПЛОВЫХ ПОЛЕЙ ЧЕЛОВЕКА ПРИ ОБЛУЧЕНИИ



Приведены результаты термографических исследований тепловых полей на поверхности кожи пациентов с онкологическими заболеваниями при облучении опухолей. Предложен количественный и статистический подход к анализу тепловых изображений. Результаты термографического обследования пациентов до начала облучения свидетельствуют об ограниченности или даже невозможности тепловизионной диагностики большинства внутренних новообразований. С другой стороны, полученные коэффициенты корреляции $R = 0,76 \div 0,81$ между тепловыми параметрами и клиническими показателями уровня побочных реакций, а также полученный показатель «хорошее качество» метода термографического прогнозирования, свидетельствуют о возможности использования термографии для контроля и прогнозирования уровня побочных реакций при облучении. Отмечена необходимость увеличения статистической мощности анализируемых выборок.

Ключевые слова: термография, злокачественная опухоль, лучевая терапия, побочные реакции.

Инфракрасная медицинская термография [1] основана на бесконтактной дистанционной регистрации собственного излучения кожных покровов человека, которое отражает различные физиологические и биохимические процессы в тканях организма. В Украине термография в медицине использовалась с начала 1980-х годов, инициаторами ее введения были академики А.Ф. Возианов и Л.Г. Розенфельд. Однако, отсутствие собственного производства термографов, а также распространение ультразвукового метода, рентгеновской и магнитно-резонансной томографий привели к уменьшению роли клинической термодиагностики. В настоящее время в связи с появлением нового класса

неохлаждаемых матричных термографов вновь возникает интерес к этому методу обследования пациентов.

Метод медицинской термографии имеет два существенных преимущества над общепринятыми методами клинической визуализации. Во-первых, он является методом функционального анализа, что позволяет получить важную дополнительную информацию, недоступную МРТ, рентгеновскому и ультразвуковому обследованиям, которые дают сведения, в основном, об анатомических структурах организма. Во-вторых, этот метод является абсолютно неинвазивным, что позволяет термографировать пациента необходимое количество раз без нанесения вреда его здоровью. Несмотря на это, на сегодняшний день метод крайне редко используется в клинической медицине, в основ-

ном, из-за неоднозначности интерпретации теплового изображения (термограммы), что обусловлено недостаточной изученностью патофизиологических основ тепловых полей на кожных покровах человека.

Термографические исследования проведены в рамках научно-технического инновационного проекта НАН Украины «Разработка термографического комплекса для медицинских применений и тепловизионных методик количественного анализа динамики аномальных тепловых полей человека». Работа является продолжением исследований, проводимых авторами в сотрудничестве с американскими и украинскими врачами-онкологами [2, 3]. Идея цикла таких исследований заключается в предположении существования связи между особенностями динамики аномальных тепловых полей на коже у онкологически больных пациентов и изменениями клинических показателей опухоли, а также с уровнем токсических побочных реакций организма на облучение. На сегодня в мире не существует метода и критерия оценки индивидуальной «переносимости» облучения. Определение этого критерия является важным этапом для прогнозирования степени тяжести возможных побочных эффектов с целью подбора индивидуального режима облучения и принятия необходимых превентивных мер. Поэтому основной целью всего цикла исследований является создание и внедрение в клиническую онкологию тепловизионной методики количественного контроля уровня локальных побочных реакций на облучение и раннего прогнозирования их уровня, индивидуального для каждого пациента [2, 3]. Достижение этой цели возможно только при накоплении достаточного количества экспериментальных данных, подтверждающих предложенную идею.

В работе приведено краткое описание количественного и статистического подхода к анализу тепловых изображений и представлены некоторые полученные результаты. Более детально результаты этих исследований опубликованы в специальных медицинских изданиях [3–5].

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

Исследования динамики аномальных тепловых полей на коже пациентов с онкологическими заболеваниями в процессе лучевой терапии (ЛТ) проводились неинвазивным пассивным локально-проекционным методом инфракрасной термографии [6]. Обследовали группу из 70 взрослых пациентов (рис. 1, а) со злокачественными опухолями различного типа, стадии и локализации, из них: 25 пациентов были с опухолями ЛОР-органов (гортань, миндалины, язык, голосовые связки и др.), 10 пациентов — с кожными опухолями, 15 пациентов — с новообразованиями молочных желез, 20 — с новообразованиями других органов (желудочно-кишечный тракт, легкие, кости). Облучение пациентов производили гамма-терапевтическими аппара-

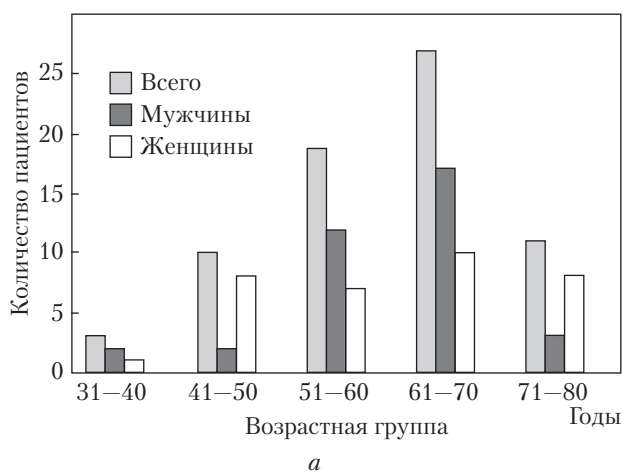


Рис. 1. Возраст привлеченных к исследованиям пациентов (а) и внешний вид анализатора тепловых полей (б)

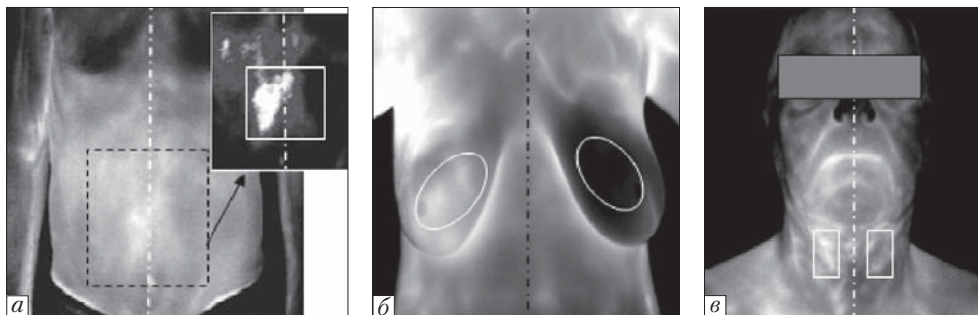


Рис. 2. Примеры обнаружения тепловой асимметрии на коже в проекции опухоли: *a* – рак поджелудочной железы (на вставке – фрагмент термограммы в другом температурном диапазоне ($\Delta T = 0,6$ °C при зоне интереса 5×7 см²); *б* – рак правой молочной железы ($\Delta T = 3,4$ °C); *в* – рак гортани справа ($\Delta T = 0,9$ °C)

тами РОКУС-М и Theratron Elite-80. Использовались стандартные схемы и дозы облучения для конкретной локализации опухоли. На первом этапе ЛТ для большинства внутренних опухолей и накожных образований разовая доза облучения (РОД) и суммарная очаговая доза облучения (СОД) составляли: РОД $\approx (2 \div 3)$ Гр., СОД ≈ 40 Гр. При раке молочных желез: РОД $\approx (2 \div 3)$ Гр., СОД $\approx (40 \div 60)$ Гр. на первичный очаг и СОД ≈ 40 Гр. на пути лимфооттока (подмышечные, подключичные лимфоузлы). При этом облучались участки разной площади, например, при раке гортани $S \approx 8 \times 12$ см² с двух сторон шеи, при небольшой базалиоме – $S \approx 5 \times 5$ см² и т.д.

Обследование пациентов проводили в специально оборудованном кабинете с выполнением всех климатических требований и правил подготовки пациентов. Термографирование осуществлялось созданным во ФТИНТ НАН Украины анализатором тепловых полей на основе неохлаждаемой матрицы (384×288) микроболметрических приемников [7]. «Открытая архитектура» и модульная конструкция аппаратной и программной частей анализатора дала возможность максимально адаптировать прибор для клинического использования.

Каждый пациент проходил обследования до начала ЛТ (базовая термографическая сессия) и перед началом каждой последующей недели облучения. Стандартный курс первого этапа ЛТ составлял 4 недели (по 5 сеансов в неделю), та-

ким образом, каждый пациент, участвовавший в этих исследованиях, был термографирован через равные промежутки времени не менее 5 раз (пациенты, проходящие 2 этапа ЛТ, – до 10 раз). Для количественной оценки изменений интенсивности тепловых полей использовали относительную шкалу температур (относительно опорной температуры), при этом область с опорной температурой выбиралась индивидуально в зависимости от локализации опухоли, но оставалась неизменной для конкретного пациента в процессе последующего мониторинга. Возможность диагностирования новообразований термографическим методом определялась до начала ЛТ по критерию нарушения тепловой симметрии [6], согласно которому область с опорной температурой является симметричной контрлатеральной и одинаковой по форме и размеру с областью интереса.

Для статистического анализа были использованы полученные тепловые данные и клинические показатели у группы 19 пациентов с опухолями головы, шеи, которые прошли полный курс лучевой терапии. Были использованы методы статистического анализа, применяемые в отечественной медицине.

ТЕПЛОВАЯ ДИАГНОСТИКА ЗЛОКАЧЕСТВЕННЫХ НОВООБРАЗОВАНИЙ

В соответствии с основной целью исследований и используемой методикой количест-

венного анализа, тепловые данные базовой сессии являлись основой для количественного анализа дальнейших изменений аномальных тепловых полей в течении ЛТ. Результаты базовой сессии также позволили оценить возможности и ограничения теплового метода для диагностики злокачественных опухолей различных типов, стадий и локализаций.

Термографическое исследование проводилось в группе пациентов с уже установленными диагнозами. Поэтому далее под «тепловой диагностикой» подразумевается процесс обнаружения термографическим методом до начала ЛТ аномальных гипертермических участков (предполагаемых тепловых отпечатков опухоли на коже) по выбранному количественному критерию нарушения тепловой симметрии $\Delta T \geq 0,5 \text{ }^\circ\text{C}$, где ΔT — разница средних температур области, площадью не менее 10 см^2 в проекции опухоли на ближайшую поверхность кожи и симметричного здорового участка такого же размера и формы.

На рис. 2 приведены примеры термограмм пациентов с выявленными аномальными участками в проекциях опухолей. Области для количественной оценки тепловой асимметрии (далее — области интереса) отмечены белыми прямоугольниками или овалами.

В таблице 1 приведено соотношение числа пациентов с выявленными аномальными гипертермическими участками к общему числу пациентов с опухолью аналогичной локализации. Данные таблицы подтверждают общепризнанный факт [8] о возможности обнаружения рака молочной железы термографическим методом по критерию тепловой асимметрии — у всех пациентов выявлены гипертермические участки большой площади со значительной тепловой асимметрией. Значительная тепловая асимметрия на большой площади наблюдалась также на коже в проекции лимфом [4]. Факт обнаружения термографическим методом всех новообразований кожного покрова не представлял интереса, поскольку опухоли наблюдались визуально. Однако низкий уровень обнаружения гипертермических участков в проекции опухолей других локализаций свидетельствует об ограниченности или даже невозможности тепловой диагностики большинства внутренних новообразований.

Также было проведено сравнение средней температуры аномального теплового поля до начала ЛТ в одинаковых по форме и площади областях интереса у пяти пар пациентов с одинаковым расположением и нозологической фор-

Таблица 1

Оценка обнаружения тепловых отпечатков в проекции опухолей различной локализации

Расположение опухолей	Количество пациентов в группе	Количество пациентов с выявленной тепловой асимметрией, $\Delta T \geq 0,5 \text{ }^\circ\text{C}$, $S \geq 10 \text{ см}^2$	Среднее значение тепловой асимметрии в проекции опухоли в группе, $^\circ\text{C}$
Гортань, ротоглотка, голосовые связки	12	5	0,65
Молочные железы	7	7	1,85
Язык, миндалины, слизистая оболочка рта	8	2	0,7
Кожа (новообразования наблюдаются визуально)	13	13	—
Органы пищеварения	9	2	0,7
Легкие	2	2	0,7
Лимфомы различной локализации	4	3	2,8
Пораженные лимфоузлы	4	4	1,0
Костная ткань	1	1	2,4



Рис. 3. Термограммы в единой температурной шкале до начала лечения двух пациентов примерно одного возраста и комплекции с раком слизистой оболочки дна полости рта слева: *a* – $T_2N_1M_0$ ($\Delta T = 1,0$ °C), *б* – $T_3N_2M_0$ ($\Delta T = 0,7$ °C). Черными овалами отмечены одинаковые области интереса

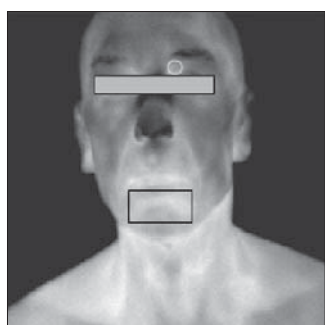
мой опухоли, но различными показателями ее распространенности (индекс «х» в классификаторе опухоли $T_xN_yM_z$). Корреляция между размером опухоли и параметрами теплового поля на коже в проекции опухоли не была обнаружена (рис. 3).

КОНТРОЛЬ И ПРОГНОЗИРОВАНИЕ УРОВНЯ ЛОКАЛЬНЫХ РЕАКЦИЙ НА ОБЛУЧЕНИЕ

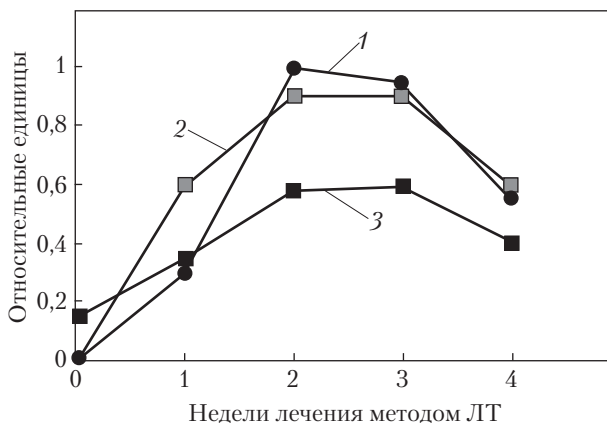
Согласно идее всего цикла исследований [2], параметры изменений интенсивности тепловых

полей в определенных областях поверхности кожи могут являться количественным критерием оценки уровня локальных побочных реакций, а именно лучевого орального мукозита (ОМ – воспаление слизистой оболочки рта) и критерием прогнозирования в начале лечения индивидуальной переносимости ЛТ пациентом. Для проверки этого предположения была отобрана группа из 19 пациентов с опухолями головы/шеи и проведен количественный и статистический анализ связи динамики клинического показателя мукозита и изменения интенсивности аномальных тепловых полей в зоне интереса. В качестве опорной температуры для каждого пациента на каждой тепловизионной сессии использовалась средняя температура участков век в области переносицы [9], а областью интереса была выбрана необлучаемая область 5×2 см² внешней поверхности нижней губы.

На рис. 4, *a* приведена фронтальная термограмма пациента с отмеченной черным прямоугольником областью интереса; белым овалом отмечена пороговая область. На рис. 4, *б* приведен в относительных единицах пример изменения тепловых и клинических показателей у одного из пациентов на протяжении курса ЛТ.



a



б

Рис. 4. Динамика тепловых и клинических показателей пациента в процессе ЛТ: *a* – термограмма пациента с отмеченной областью интереса (черный прямоугольник) и областью опорной температуры (белый овал), *б* – изменение приведенных температур в области интереса (1), изменение клинического показателя ОМ (2), ухудшение качества жизни (3)

Кривая 1 показывает изменение приведенной температуры ΔT , где $\Delta T = \Delta T_i - \Delta T_0$ — разность средней относительной температуры в области интереса на i -ой тепловизионной сессии и соответствующего значения температуры на базовой сессии. Кривая 2 характеризует изменение клинического показателя мукозита, определяемого врачом в результате визуального осмотра перед каждым сеансом ЛТ. Кривая 3 описывает изменение показателя ухудшения качества жизни (УКЖ), рассчитанного по ответам пациентов на вопросы специально разработанной анкеты.

Была проведена оценка корреляционной связи между приведенной температурой ΔT и уровнем клинических показателей (ОМ и УКЖ) у исследуемой группы пациентов на каждой тепловизионной сессии (табл. 2).

Более того, при анализе базы тепловых и клинических данных отчетливо наблюдалась взаимосвязь между значениями приведенной температуры в области интереса на первой термографической сессии и максимальным уровнем мукозита, развившегося впоследствии у каждого пациента группы.

Для проверки наличия и характера наблюдаемой взаимосвязи был рассчитан коэффициент корреляции Спирмана r и оценена его значимость путем сравнения со значением критической точки $T_{кр}$ [10]. Полученные значения ($r = 0,76$, $T_{кр} = 0,33$, $T_{кр} < r$) подтвердили прямую и сильную связь между приведенными тепловыми параметрами 1-ой термографической сессии и максимальным уровнем ОМ. Исходя из

вышеизложенного, предполагается возможным прогнозирование будущего максимального уровня мукозита по результатам первой термографической сессии. Так, при значениях $(\Delta T)_1 \geq 0,9$ °С можно прогнозировать достижение максимального уровня мукозита — ОМ > 3.

Для оценки информативности и разрешающей способности предлагаемого метода прогнозирования по принятым в медицине статистическим критериям были рассчитаны следующие параметры [11]:

- ✦ чувствительность метода = 0,8 (доля пациентов, у которых $\Delta T \geq 0,9$ °С на первой термографической сессии, из всех пациентов с высоким уровнем токсических реакций, ОМ > 3 после курса ЛТ);
- ✦ специфичность метода = 0,785 (доля пациентов, у которых $\Delta T < 0,9$ °С на первой термографической сессии из всех пациентов с отсутствием высокого уровня токсических реакций, ОМ ≤ 3 после курса ЛТ);
- ✦ точность метода = 0,789 (доля правильных прогнозов метода по всей исследуемой группе пациентов).

Исходя из значений чувствительности и специфичности, была построена характеристическая ROC-кривая (Receiver Operating Characteristic) [12], которая демонстрирует зависимость количества верно прогнозируемых имеющих токсических реакций высокого уровня от количества неверно прогнозируемых отсутствующих токсических реакций высокого уровня. Площадь под ROC-кривой — AUC (Area Under Curve) составила 0,79, что означает «хорошее качество» предлагаемого метода прогнозирования индивидуального уровня развития лучевого орального мукозита.

Полученные результаты свидетельствуют о высокой степени корреляции относительной средней температуры в выбранной области интереса и клинических показателей, и о возможности использования метода для прогнозирования индивидуального уровня развития мукозита. Следует отметить, что результаты получены на выборках недостаточной статис-

Таблица 2

Корреляционная связь между тепловыми и клиническими показателями по опытной группе ($n = 19$ пациентов)

Корреляция	Номер сессии			
	1	2	3	4
$R(\Delta T : \text{ОМ})_{1...19}$	0,775	0,756	0,787	0,807
$R(\Delta T : \text{УКЖ})_{1...19}$	0,793	0,761	0,806	0,827

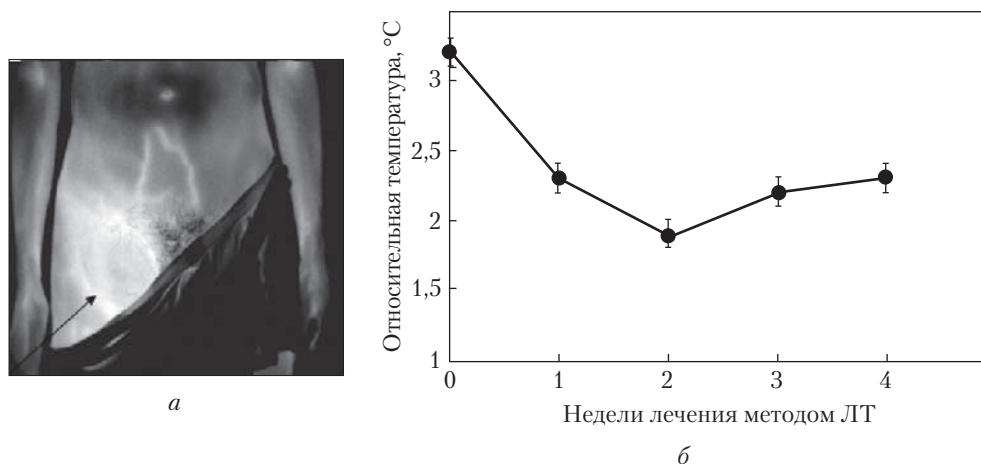


Рис. 5. Динамика аномального теплового поля в проекции лимфомы паха справа: *а* — термограмма пациента с лимфомой паха справа (тепловой отпечаток опухоли указан стрелкой); *б* — изменение относительной средней температуры в области интереса $20 \times 20 \text{ см}^2$ (в проекции лимфомы)

тической мощности (19 пациентов), и необходимы дополнительные исследования в этом направлении.

ДИНАМИКА ТЕПЛОВЫХ ОТПЕЧАТКОВ ЛИМФОМ И ЛИМФОУЗЛОВ

В ранее проведенных исследованиях не было обнаружено уменьшение температуры теплового отпечатка опухоли (уменьшения собственной температуры опухоли) благодаря ЛТ, так как область теплового отпечатка всегда совпадала с зоной облучения, что приводило к значительному увеличению температур из-за развития лучевого дерматита. На данном этапе исследований ожидаемый эффект уменьшения температур теплового отпечатка в начале ЛТ (5–10 сеансов) удалось наблюдать у привлеченных к исследованиям пациентов с лимфомами и пораженными лимфоузлами. При дальнейшем облучении температура в области интереса возрастала вследствие развития лучевых реакций. Пример такой зависимости показан на рис. 5, где представлены термограмма пациента с лимфомой паха (указана стрелкой) до начала ЛТ (*а*) и график изменения относительной средней температуры в области интереса (*б*). При такой локализации опухоли шкала относительных

температур формировалась по критерию нарушения тепловой симметрии, то есть оценивалась разность средних температур области интереса $20 \times 20 \text{ см}^2$ в проекции лимфомы, совпадающей с областью облучения, и симметричной здоровой необлучаемой области. В этом случае наблюдается значительное уменьшение относительной температуры $\approx 2,5 \text{ }^\circ\text{C}$ в течении первых 2-х недель ЛТ (10 сеансов), что можно объяснить уменьшением собственной температуры лимфомы и ее объема. Позже наблюдается незначительный рост ($\approx 0,5 \text{ }^\circ\text{C}$), обусловленный, предположительно, развитием лучевого дерматита. Значительное уменьшение температуры теплового отпечатка подтверждается медицинским заключением о регрессе размеров опухоли вследствие облучения от 18 см до 10 см в диаметре.

Сравнивая динамику температур в зонах интереса и учитывая изменение клинических показателей лучевых реакций для пациентов [4], можно предположить наличие одновременных процессов:

- 1) уменьшение температуры кожи в проекции лимфом и пораженных лимфоузлов из-за регресса опухоли вследствие ЛТ;
- 2) увеличение температуры кожи из-за развития локальных побочных реакций на ЛТ.

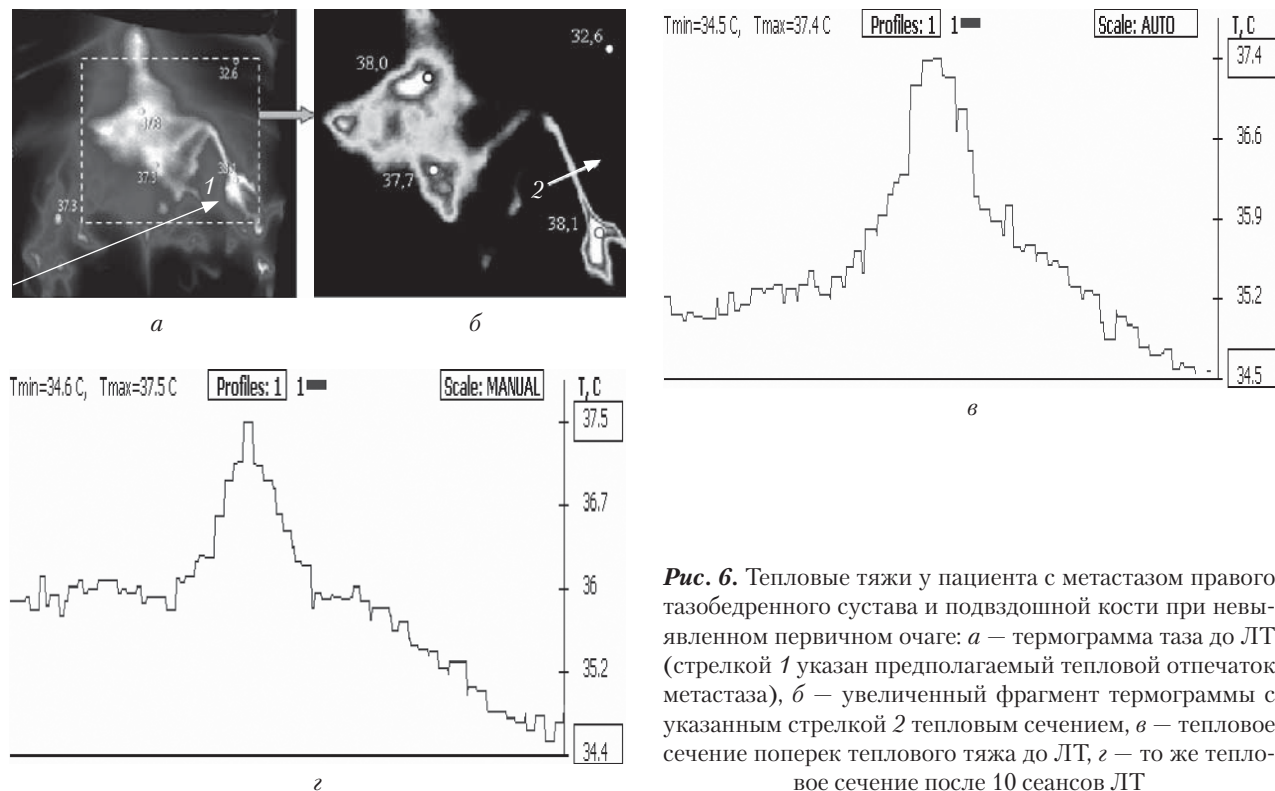


Рис. 6. Тепловые тяжи у пациента с метастазом правого тазобедренного сустава и подвздошной кости при невыявленном первичном очаге: *а* — термограмма таза до ЛТ (стрелкой 1 указан предполагаемый тепловой отпечаток метастаза), *б* — увеличенный фрагмент термограммы с указанным стрелкой 2 тепловым сечением, *в* — тепловое сечение поперек теплового тяжа до ЛТ, *г* — то же тепловое сечение после 10 сеансов ЛТ

Уменьшение температуры тепловых отпечатков других форм опухолей не было замечено на фоне увеличения температуры вследствие развития лучевых реакций.

НАБЛЮДЕНИЕ ТЕПЛОВЫХ ТЯЖЕЙ

В ходе исследования тепловых полей на поверхности кожного покрова пациентов с онкологическими заболеваниями было отмечено значительное количество аномальных тепловых «тяжей» в прилегающей к проекции опухоли области (рис. 5, *а*). Подобные тепловые тяжи представляют собой тепловые отпечатки на коже «перегретых» сосудистых путей лимфатического или кровеносного типа. Выявление тепловых тяжей и их правильная интерпретация могут быть важны в случаях с невыявленными первичными очагами, а точное знание путей лимфооттока дает возможность целенаправленно искать метастатические измененные лимфатические узлы у пациентов с

уже обнаруженными злокачественными опухолями [5]. В процессе исследований была проведена попытка установить связь между наличием тепловых тяжей на поверхности кожи пациента и характеристиками злокачественного новообразования, а также проследить динамику температуры тяжей в процессе ЛТ.

На рис. 6 приведена термограмма до начала ЛТ таза пациента с диагнозом, поставленным по результатам МРТ и рентгенографии: метастаз правого тазобедренного сустава и подвздошной кости при невыявленном первичном очаге. На термограмме наблюдаются аномальные гипертермические тяжи, температура которых на градусы превышает температуру прилежащих областей кожного покрова. Также видно, что гипертермическая область в проекции метастаза ($T_{\max} = 38,1\text{ }^{\circ}\text{C}$) связана гипертермическим тепловым тяжем с другой аномальной гипертермической областью в проекции крестца и поясничного отдела позвоночника, то есть возмож-

ной проекцией первичного очага. Разницу температуры теплового тяжа и прилегающих тканей ($\Delta T \approx 3^\circ\text{C}$) можно оценить по поперечному тепловому сечению (рис. 6, в), которое на фрагменте термограммы указано белой стрелкой.

Тепловые тяжи наблюдались примерно у 25 % пациентов с различными типами, стадиями и локализациями опухолей до начала лечения и в процессе ЛТ. Наблюдения за динамикой тепловых тяжей в процессе ЛТ показали, что расположение и температурные показатели тяжей практически не изменяются в результате облучения, даже если наблюдается значительный регресс самой опухоли [5].

ВЫВОДЫ

Несмотря на огромный потенциал медицинской термографии как дистанционного, неинвазивного, экономичного и дружественного к пациенту метода функционального анализа, на данный момент метод используется лишь как локально-проекционный и до сих пор является «сырым», недоработанным и не доведенным до клинического использования. Основной причиной этой ситуации является недостаточность знаний о физиологических основах тепловых полей. Поэтому важной и актуальной является любая новая информация, полученная в процессе термографических исследований динамики тепловых полей человека.

В процессе обследования термографическим методом до начала и на протяжении лучевой терапии группы из 70 пациентов с онкологическими заболеваниями были получены следующие результаты и информация:

1. Выявление по критерию тепловой асимметрии гипертермических областей в проекции опухолей у пациентов до начала лечения показало:

- ✦ у всех пациентов с раком молочной железы выявлены гипертермические участки большой площади со значительной тепловой асимметрией, что подтверждает диагностические возможности теплового метода для этого типа опухолей;

- ✦ значительная тепловая асимметрия наблюдается на коже в проекции лимфом и пораженных лимфоузлов;

- ✦ низкая выявляемость тепловых отпечатков других опухолей свидетельствует об ограниченности или даже невозможности тепловой диагностики для большинства внутренних новообразований.

- ✦ корреляция между распространенностью опухоли и интенсивностью аномального теплового поля на коже в проекции опухоли не обнаружена.

2. Результаты количественного и статистического анализа изменений аномальных тепловых полей в областях интереса в процессе лучевой терапии, полученные на выборке из 19 пациентов (что указывает на их предварительный характер), показали:

- ✦ достаточную степень соответствия ($R \approx 0,75 \div 0,83$) тепловых параметров и уровня клинического показателя мукозита;

- ✦ «хорошее качество» ($AUC = 0,79$) предлагаемого метода прогнозирования индивидуального уровня мукозита, основанного на обнаруженном факте более раннего появления аномального теплового поля в определенных участках, чем проявление клинических симптомов мукозита.

3. Ожидаемое уменьшение температур тепловых отпечатков опухолей благодаря ЛТ обнаружено только на лимфомах и пораженных лимфоузлах. В остальных случаях наблюдается только увеличение температуры, обусловленное развитием локальных лучевых реакций (область облучения во всех случаях совпадала с областью теплового отпечатка опухоли).

4. У 25 % пациентов с различными типами, стадиями и локализациями опухолей до начала лечения обнаруживаются аномальные тепловые «тяги» в прилегающей к проекции опухоли области. Наблюдение за тяжами в процессе ЛТ показали, что расположение и температурные показатели тяжей практически не изменяются в результате облучения, даже если наблюдается значительный регресс самой опухоли.

Работа выполнена при финансовой поддержке НАН Украины в рамках научно-технического инновационного проекта «Разработка термографического комплекса для медицинского использования и тепловизионных методик количественного анализа динамики аномальных тепловых полей человека».

ЛИТЕРАТУРА

1. Diakides N.A., Bronzino J.D. *Medical Infrared Imaging*. New York: CRC Press, 2007.
2. Cohen E., Ahmed O., Kocherginsky M., Shustakova G., Kistner-Griffin E., Salama J., Yefremenko V., Novosad V. Study of Functional Infrared Imaging for Early Detection of Mucositis in Locally Advanced Head and Neck Cancer Treated With Chemoradiotherapy. *Oral Oncology*. 2013, 49 (10): 1025–1031.
3. Шустакова Г.В., Фоменко Ю.В., Гордиенко Э.Ю., Глушук Н.И., Винник Ю.А., Ефимова Г.С., Мирошниченко Л.Г., Лисанец М.П. Использование термографического метода для контроля и прогнозирования уровня мукозита при лучевой терапии опухолей головы/шеи. *Украинский радиологический журнал*. 2015, XXIII (3), 25–30.
4. Shustakova G.V., Glushchuk N.I., Gordiyenko E.Yu., Yefimova G.S., Miroshnichemko L.G., Kolotilov N.N., Fomenko Yu.V. IR Imaging study of metastatic lymph nodes and lymphomas during radiotherapy. *Лучевая диагностика. Лучевая терапия*. 2015, 3: 41–46.
5. Shustakova G.V., Kolotilov N.N., Glushchuk N.I., Gordiyenko E.Yu., Miroshnichemko L.G., Fomenko Yu.V., Shustakova T.B. IR imaging: identification of regional metastasis. *Лучевая диагностика. Лучевая терапия*. 2016, 2: 15–20.
6. Mabuchi K., Chinzei T., Fujimasa I., Haeno S., Motomura K., Abe Y., Yonezava T. Evaluating asymmetrical thermal distributions through image processing. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*. 1998, 17 (4): 47–55.
7. Гордиенко Э.Ю., Глушук Н.И., Пушкарь Ю.Я., Фоменко Ю.В., Шустакова Г.В. Многоэлементный тепловизор на основе неохлаждаемой болометрической матрицы. *ПТЭ*. 2012, 4: 85–88.
8. Literature Review of Breast Thermography [Электронный ресурс]. — Режим доступа: <http://www.medithermclinic.com/breast/BREAST%20THERMOGRAPHY%20-%20REVIEWED.pdf>.
9. Ivanitskii G.R., Deev A.A., Krest'eva I.B., Khizhnyak E.P., Khizhnyak L.N. Characteristics of Temperature Distributions around the Eyes. *Doklady Biological Sciences*. 2004, 398: 367–372 (*Translated from Doklady Akademii Nauk*. 2004, 398 (5): 709–714).

10. Румянцев П.О., Саенко В.А., Румянцева У.В., Чекин С.Ю. Статистические методы анализа в клинической практике. [Электронный ресурс]. — Режим доступа: <http://medstatistic.ru/articles/StatMethodsInClinics.pdf>.
11. Гланц С. *Медико-биологическая статистика*. Москва: Практика, 1999.
12. Пакеты программ: *VassarStats*. [Электронный ресурс] — Режимы доступа: <http://vassarstats.net> и www.graphpad.com.

Стаття надійшла до редакції 28.11.16

REFERENCES

1. Diakides N.A., Bronzino J.D. *Medical Infrared Imaging*. New York: CRC Press, 2007.
2. Cohen E., Ahmed O., Kocherginsky M., Shustakova G., Kistner-Griffin E., Salama J., Yefremenko V., Novosad V. Study of Functional Infrared Imaging for Early Detection of Mucositis in Locally Advanced Head and Neck Cancer Treated With Chemoradiotherapy. *Oral Oncology*. 2013, 49 (10): 1025–1031.
3. Shustakova G.V., Fomenko Yu.V., Gordiyenko E.Yu., Glushchuk N.I., Vinnik Yu.A., Yefimova G.S., Miroshnichemko L.G., Lisanets M.P. Ispolzovanie termograficheskogo metoda dlya kontrolya i prognozirovaniya urovnya mukozita pri luchevoy terapii opuholey golovyi/shei (Application of infrared thermal imaging for monitoring and prediction of mucositis grade in the course of radiotherapy of head/neck tumors). *Ukrainskiy radiologicheskii zhurnal (Ukrainian Journal of Radiology)*. 2015. XXIII (3). 25–30 [in Russian].
4. Shustakova G.V., Glushchuk N.I., Gordiyenko E.Yu., Yefimova G.S., Miroshnichemko L.G., Kolotilov N.N., Fomenko Yu.V. IR Imaging study of metastatic lymph nodes and lymphomas during radiotherapy. *Luhevaya diagnostika. Luhevaya terapiya. (Radiodiagnostics. Radiotherapy)*. 2015, 3: 41–46.
5. Shustakova G.V., Kolotilov N.N., Glushchuk N.I., Gordiyenko E.Yu., Miroshnichemko L.G., Fomenko Yu.V., Shustakova T.B. IR imaging: identification of regional metastasis. *Luhevaya diagnostika. Luhevaya terapiya. (Radiodiagnostics. Radiotherapy)*. 2016, 3: 15–20.
6. Mabuchi K., Chinzei T., Fujimasa I., Haeno S., Motomura K., Abe Y., Yonezava T. Evaluating asymmetrical thermal distributions through image processing. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*. 1998, 17 (4): 47–55.
7. Gordiyenko E.Yu., Glushchuk N.I., Pushkar' Yu.Ya., Fomenko Yu.V., Shustakova G.V. A Multielement Thermal Imaging System Based on an Uncooled Bolometric Array. *Instruments and Experimental Techniques*. 2012, 55(4): 494–497.

8. Literature Review of Breast Thermography at <http://www.medithermclinic.com/breast/BREAST%20THERMOGRAPHY%20-%20REVIEWED.pdf>.
9. Ivanitskii G.R., Deev A.A., Krest'eva I.B., Khizhnyak E.P., Khizhnyak L.N. Characteristics of Temperature Distributions around the Eyes. *Doklady Biological Sciences (Reports of Biological Sciences)*. 2004, 398: 367–372.
10. Rumyantsev P.O., Saenko V.A., Rumyantseva U.V., Chekin S.Yu. Statisticheskie metody analiza v klinicheskoy praktike (Statistical analysis methods in clinical practice) at <http://medstatistic.ru/articles/StatMethodsInClinics.pdf> [in Russian].
11. Glants S. *Mediko-biologicheskaya statistika* [Biomedical Statistics]. Moskva: Praktika, 1999. [in Russian].
12. Software packages VassarStats at <http://vassarstats.net> and at www.graphpad.com.

Received 28.11.16

Glushchuk¹, N.I., Gordiyenko¹, E.Yu., Fomenko¹, Yu.V., Shustakova¹, G.V., Miroshnichenko², L.G., and Kolotilov³, N.N.

¹Verkin Institute for Low Temperature Physics and Engineering, the NAS of Ukraine, 47, Nauky Ave., Kharkiv, 61103, Ukraine, tel.: +38 (057) 340-22-23, ilt@ilt.kharkov.ua

²Kharkiv Regional Clinical Oncology Center, 4, Lesoparkovaya St., Kharkiv, 61070, Ukraine, tel.: +38 (057) 315-11-73, office_oncocentr@mail.ru

³Institute of Nuclear Medicine and Diagnostic Radiology of the NAMS of Ukraine, 32, Platona Mayborody St., Kyiv, 04050, Ukraine, tel.: + 38 (044) 489-00-94, idrnm@ukr.net

THE RESULTS OF THE STUDY OF HUMAN ANOMALOUS THERMAL FIELDS UNDER IRRADIATION

The results of thermal imaging study of thermal fields on the skin surface of cancer patients treated with radiotherapy have been presented. Quantitative and statistical approach to the analysis of thermal images has been described. The results of thermal survey of patients before the start of irradiation have showed that thermal imaging diagnostics of the majority of internal tumors is limited or even impossible. However, the obtained correlation coefficients $R = 0.76 \pm 0.81$ between the thermal parameters and the clinical side toxic reaction indicators, as well as the resulting «good quality»

parameter of prognosis method have proved the possibility of using the thermal imaging method for monitoring and prediction of side toxic reactions of radiation therapy. The necessity of increasing the statistical power of the analyzed samples has been noted.

Keywords: thermal imaging, tumor, radiotherapy, and side toxic reactions.

М.І. Глушук¹, Е.Ю. Гордієнко¹, Ю.В. Фоменко¹, Г.В. Шустакова¹, Л.Г. Мирошніченко², М.М. Колотилов³

¹Фізико-технічний інститут низьких температур ім. Б.І. Веркіна НАН України, просп. Науки, 47, Харків, 61103, Україна тел.: +38 (057) 340-22-23, факс: +38 (057) 340-33-70; ilt@ilt.kharkov.ua

²Харківський обласний клінічний онкологічний центр, вул. Лісопаркова, 4, Харків, 61070, Україна, тел. +38 (057) 315-11-73, office_oncocentr@mail.ru

³Інститут ядерної медицини та променевої діагностики НАМН України, вул. Платона Майбороди, 32, Київ, 04050, Україна, тел. +38 (044) 489-00-94, idrnm@ukr.net

РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ АНОМАЛЬНИХ ТЕПЛОВИХ ПОЛІВ ЛЮДИНИ ПРИ ОПРОМІНЕННІ

Наведено результати термографічних досліджень теплових полів на поверхні шкіри пацієнтів з онкологічними захворюваннями при опроміненні пухлин. Запропоновано кількісний і статистичний підхід до аналізу теплових зображень. Результати термографічного обстеження пацієнтів до початку опромінення свідчать про обмеженість або навіть неможливість тепловізіонної діагностики більшості внутрішніх новоутворень. З іншого боку, отримані коефіцієнти кореляції $R = 0.76 \pm 0.81$ між тепловими параметрами і клінічними показниками рівня побічних реакцій, а також отриманий показник «гарна якість» методу термографічного прогнозування свідчать про можливість використання термографії для контролю і прогнозування рівня побічних реакцій при опроміненні. Відмічена необхідність збільшення статистичної потужності аналізованих вибірок.

Ключові слова: термографія, злоякісна пухлина, променева терапія, побічні реакції.