АКУСТИЧЕСКИЙ ЖУРНАЛ, 2020, том 66, № 6, с. 690–696

АКУСТИКА ЖИВЫХ СИСТЕМ. БИОМЕДИЦИНСКАЯ АКУСТИКА

УДК 534.8

СОВМЕСТНОЕ ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ПАССИВНОЙ АКУСТИЧЕСКОЙ И ИНФРАКРАСНОЙ ТЕРМОМЕТРИИ ДЛЯ КОНТРОЛЯ УВЧ-НАГРЕВА

© 2020 г. А. А. Аносов[a, b, *], А. В. Ерофееев[a], К. Ю. Пешкова[a], М. И. Щербаков[b], Р. В. Беляев[c], А. Д. Мансфельд[c]

[a]*ФГАОУ ВО Первый МГМУ им. И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет), ул. Трубецкая 8, стр. 2, Москва, 119991 Россия*

[b]*Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН, ул. Моховая 11/7, Москва, 125009 Россия*

[c]*Институт прикладной физики РАН, ул. Ульянова 46, Нижний Новгород, 603950 Россия*

**e-mail: anosov.aa@1msmu.ru*

Поступила в редакцию 17.02.2020 г.
После доработки 21.05.2020 г.
Принята к публикации 07.07.2020 г.

Контроль глубинной температуры участков тела человека необходим при гипертермии и термоабляции в онкологии. В качестве модели этой процедуры был выбран УВЧ-нагрев кисти испытуемых. Для контроля таким же способом был нагрет цилиндр из пластизоля – вещества, акустические и теплофизические свойства которого близки к свойствам мягких тканей тела человека. Для измерения глубинной температуры кисти использовалась пассивная акустическая термометрия, для измерения поверхностной температуры использовалась инфракрасная термометрия. После пятиминутного УВЧ-нагрева глубинная температура кисти увеличилась в среднем на 0.7 ± 0.6°C, а поверхностная – на 0.8 ± 0.6°C. Эти же методы, а также независимые измерения использовались для определения температуры пластизоля. После такой же процедуры глубинная температура пластизоля увеличилась на 4.3 ± 0.4°C, поверхностная – на 3.2 ± 0.2°C, а измеренная термометром в центре объекта на 3.3 ± 0.5°C. Меньший нагрев кисти по сравнению с модельным объектом связан с влиянием кровотока, который следует адекватно учесть в дальнейших исследованиях. Указанные в работе неинвазивные методы можно использовать для контроля температуры в онкологии при гипертермии и термоабляции, осуществляемых под действием высокочастотного электромагнитного поля.

Ключевые слова: пассивная акустическая термометрия, тепловое акустическое излучение, акустояркостная температура, ИК-термометрия

DOI: 10.31857/S0320791920060015

ВВЕДЕНИЕ

При локальном нагреве тканей человека необходим неинвазивный безболезненный контроль глубинной температуры. Например, при дозиметрии УВЧ-терапии в основном руководствуются ощущениями больного, что является субъективным фактором [1]. Для измерения глубинной температуры требуется относительно недорогая аппаратура, в то же время обеспечивающая надлежащую точность 0.5–1 K. В настоящее время для этого разрабатываются различные методы, имеющие свои преимущества и недостатки: магниторезонансная термометрия [2], активная ультразвуковая термометрия [3], СВЧ-термометрия [4]. Мы предлагаем использовать пассивную акустическую термометрию (ПАТ), основанную на регистрации собственного теплового акустического излучения организма человека в мегагерцовом диапазоне [5–7]. Причиной излучения является хаотическое движение атомов и молекул вещества [8]. Преимуществами ПАТ являются относительная дешевизна и миллиметровое разрешение на глубине до 5 см [9–11].

Одной из задач, которые в настоящее время стоят перед ПАТ, является отработка методики измерений на испытуемых. Эксперименты, проведенные в водном аквариуме, показали возможность определения глубинной температуры с требуемой точностью в модельных объектах [12–14]. ПАТ также использовалась для измерения температуры в конечностях человека [7, 15], в частности, при физической нагрузке [16] и нанесении на кожу разогревающих мазей [17].

Представляется перспективным совместное использование глубинной ПАТ и ИК-термометрии, которая измеряет температуру поверхности кожи [18]. По температуре кожи можно судить об изменении поверхностного и, косвенно, глубин-

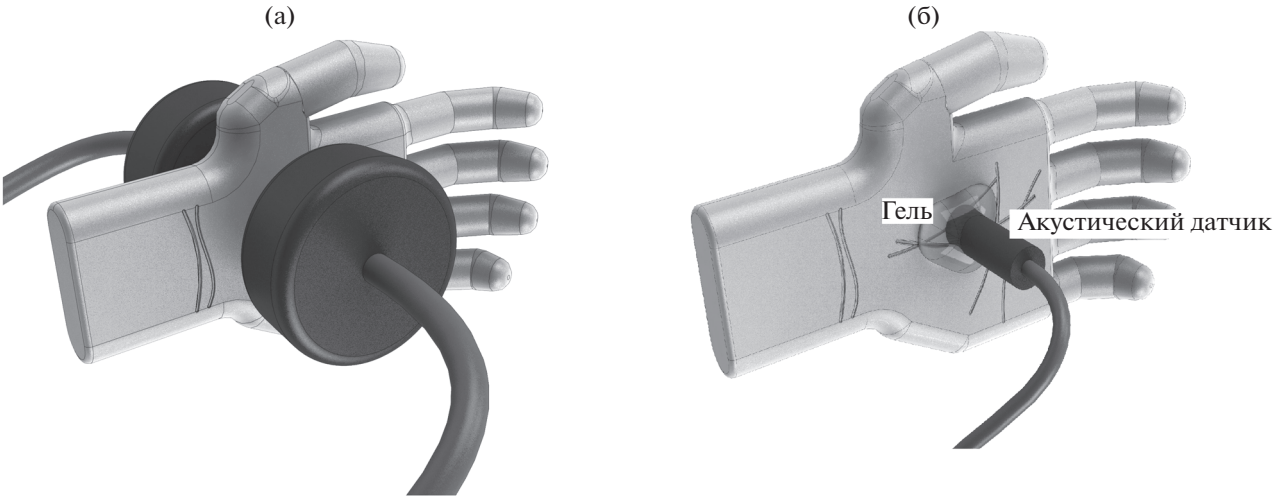

Рис. 1. Схема УВЧ-нагрева и измерения акустояркостной температуры кисти.

ного кровотока [16], который в свою очередь меняет глубинную температуру.

В настоящей работе осуществлен УВЧ-нагрев модельного объекта и кисти испытуемых. Контроль нагрева кисти проведен двумя способами: с помощью ИК-термометрии измерена поверхностная, а с помощью ПАТ – глубинная температура. ИК-термометрия и независимый контроль температуры модельного объекта позволяют оценить точность измерений глубинной температуры.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Нагрев электромагнитным полем частотой 40.68 МГц ± 2% и мощностью 30 ± 6 Вт осуществлялся аппаратом для УВЧ-терапии УВЧ-30М (Завод электромедицинской аппаратуры “Эма”, Москва, Россия). Нагрев продолжался 5 мин. Локализация электромагнитного поля определялась индикатором настройки аппарата УВЧ (неоновой лампой).

Исследуемые объекты – цилиндр (высота 70 мм, диаметр 70 мм) из пластизоля или кисть – располагали между конденсаторными пластинами, расстояние между которыми составляло 4–7 см (рис. 1). Пластизоль (пластизоль прозрачный, твердость 15–17, “Альпина Пласт”, Клин, Россия) был выбран как модельный объект из-за того, что его акустические и теплофизические свойства близки к свойствам мягких тканей тела человека [19, 20]. Температуру в центре цилиндра контролировали стандартным спиртовым термометром с ценой деления 0.5°С. Кисть была выбрана как часть организма, наиболее “привычная” к изменениям температуры.

Для измерений теплового акустического излучения был использован многоканальный акустотермограф [21, 22], разработанный в ИПФ РАН (полоса пропускания 1.6–2.5 МГц, пороговая чувствительность при времени интегрирования 10 с – 0.2 К). Принимаемые акустические сигналы преобразовывались в электрические, которые усиливались, проходили через квадратичный детектор и усреднялись в течение 30 мс. С выходов многоканального акустотермографа сигналы подавались на 14-ти разрядный многоканальный АЦП E14-140 (ЗАО “L-Car”, Москва, Россия) с частотой дискретизации 1 кГц на один канал. Разработанная программа проводила дальнейшее усреднение данных. Измерялась акустояркостная температура объекта – интегральная характеристика, равная температуре акустического черного тела, создающего такую же плотность потока теплового акустического излучения, как и исследуемый объект [23].

Для измерения поверхностной температуры использовался портативный компьютерный термограф ИРТИС-2000 (ООО “Иртис”, Москва, Россия) с чувствительностью к перепаду температур (на уровне 30°С) 0.05 К, регистрировавший тепловое электромагнитное излучение в ИК-диапазоне 3–5 мкм [16].

Сразу отметим, что из-за наводок использовать акустотермограф во время УВЧ-нагрева было невозможно. Наоборот, ИК-термограф позволял контролировать изменение поверхностной температуры в процессе нагрева.

Эксперименты проводили следующим образом. Сначала измеряли ИК-термограмму объекта: цилиндра из пластизоля или ладони. Потом проводились акустические измерения. Акустотермометричекий датчик находился в держателе, который являлся акустическим черным телом, при комнатной температуре. Температуру держателя контролировали цифровыми термометрами DS18S20P (MaximIntegrated, Сан-Хосе, США) с

точностью 0.3 К. В течение 15–25 с осуществлялись измерения теплового акустического излучения объекта. При этом на поверхность объекта наносили гель для УЗИ “Медиагель”. После акустической термометрии гель стирали, повторяли ИК-термометрию и после этого осуществляли пятиминутный нагрев. После нагрева в третий раз повторяли ИК-термометрию и во второй раз проводили измерения теплового акустического излучения (рис. 1б). Измерения проводили на четырех испытуемых (трех мужчинах и одной женщине) возрастом 29, 55, 57 и 58 лет.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

На рис. 2 для примера представлены временные зависимости акустояркостной температуры пластизоля и ладони испытуемого А, полученные до и после нагрева. Низкий уровень сигнала (основание трека) соответствует акустояркостной температуре держателя (комнатной температуре) 20.6 ± 0.2°С (здесь и далее в тексте даны стандартные отклонения измеренной величины) для пластизоля и 21.4 ± 0.2°С для ладони. Высокий уровень показывает акустояркостную температуру объекта. До нагрева акустояркостная температура пластизоля была близка к комнатной и составляла 21.5 ± 0.3°С, поэтому эта часть записи слабо выделяется на фоне основания трека. После УВЧ-нагрева акустояркостная температура пластизоля увеличилась до 25.1 ± 0.3°С. Акустояркостная температура ладони испытуемого до нагрева составляла 33.3 ± 0.3°С, а после УВЧ-нагрева увеличилась до 34.6 ± 0.3°С. Для ладони затруднительно без усреднения отличить уровни сигнала до и после нагрева.

На рис. 3 представлены ИК-термограммы испытуемого до, во время и после УВЧ нагрева. В обычном состоянии (до нагрева) поверхностная температура ладони лежит в диапазоне 33.9 ± 0.5°С (рис. 3а). После акустических измерений с нанесением на кожу геля комнатной температуры температура в центре ладони снижается, становится меньше 31°С (рис. 3б), и на термограмме появляется черное пятно. Термограмма в процессе нагрева показана на рис. 3в. Черный круг на месте ладони – тепловое изображение тыльной стороны конденсаторной пластины аппарата. Хотя ее температура и увеличилась относительно комнатной, но была значительно ниже 31°С. На рис. 3г представлена термограмма нагретой кисти: температура ладони значимо увеличилась по сравнению с данными термограмм на рис. 3а и 3б и составила 34.6 ± 0.5°С.

На рис. 4 и в табл. 1 представлены результаты измерений акустояркостной и ИК-температур. Левая или правая кисти четырех испытуемых были нагреты шесть раз: у испытуемого А нагревали левую и правую кисти (рис. 4, стрелки *1* и *2*), у испытуемого Б дважды нагревали левую кисть (стрелки *3* и *4*), у испытуемых В и Г – левую кисть (стрелки *5* и *6*). В табл. 1 показаны также результаты нагрева пластизоля. Каждый нагрев на рис. 4 представлен стрелкой, начало которой соответствует ИК- и акустояркостной температурам до нагрева, а конец – этим же температурам после нагрева.

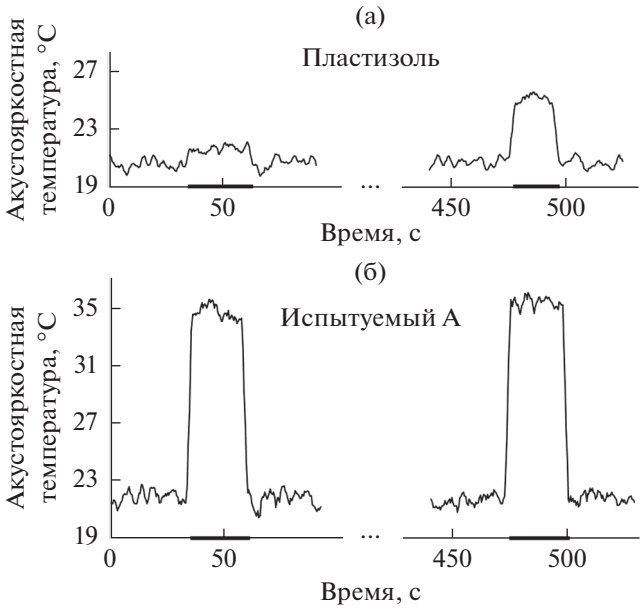

Рис. 2. Экспериментальные записи акустояркостной температуры до и после нагрева исследуемых объектов: (а) – пластизоля и (б) – ладони испытуемого А. Длительности измерения акустояркостной температуры исследуемых объектов показаны жирными линиями. Остальное время акустотермометр находился в держателе. Нагрев проводился в интервале от 100 до 400 с. Время интегрирования – 3 с.

Все стрелки, кроме стрелки *1*, направлены вправо-вверх. Это показывает, что в результате нагрева поверхностная и глубинная температура кисти увеличились. По результатам измерений *1* ИК-температура левой ладони испытуемого А уменьшилась на 0.2°С. Это связано с тем, что между ИК-измерениями и нагревом проводились акустические измерения, при которых на ладонь наносился гель комнатной температуры, что приводило к снижению поверхностной температуры ладони (см. рис. 3а и 3б). В данном случае после акустических измерений и УВЧ-нагрева поверхностная температура ладони действительно снизилась, но, если рассматривать изменение ИК-температуры после акустических измерений (34.5°С) и после УВЧ-нагрева (34.7°С), то поверхностная температура ладони возросла.

На рис. 4 указаны комнатные температуры, при которых проводили измерения. Это позволяет увидеть ожидаемый результат: чем выше комнатная температура, тем выше и поверхностная, и

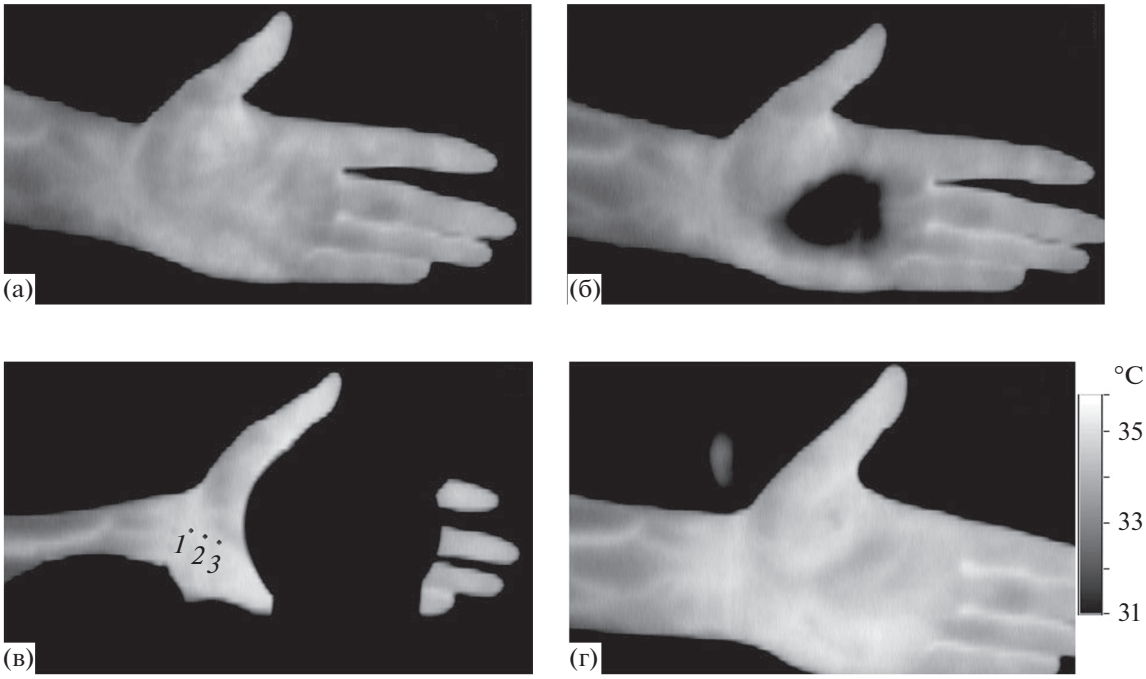

Рис. 3. ИК-термограммы ладони испытуемого Б: (а) – в обычном состоянии (до нагрева), (б) – после акустических измерений с использованием геля комнатной температуры, (в) – в процессе нагрева, (г) – после нагрева. *1*, *2*, *3* – точки на запястье, для которых на рис. 5 показана временная зависимость ИК-температуры.

глубинная температуры кисти. Коэффициент корреляции, рассчитанный по данным рис. 4, равен 0.95, это говорит о том, что провести качественный анализ – ответить на вопрос: нагрелась ли ткань при УВЧ-терапии? – можно, используя ИК-термометрию. С другой стороны, коэффициент корреляции между изменениями акустояркостной и ИК-температурами равен 0.17. Это говорит о том, что количественные оценки об изменении глубинной температуры тела по данным ИК-термометрии дать затруднительно.

В процессе нагрева спиртовым термометром измеряли температуру в центре цилиндра из пластизоля. За 5 мин температура выросла от 21.7 ± 0.3°C до 25.0 ± 0.3°C, т.е. на 3.3 ± 0.5°C. При одном и том же времени нагрева акустояркостная температура пластизоля выросла на существенно большую величину, чем средняя по всем испытуемым акустояркостная температура ладони, соответственно, на 4.3 ± 0.4 и на 0.7 ± 0.6°C. То же самое наблюдается для ИК-термометрии: температура пластизоля выросла на 3.2 ± 0.2°C, в то время как

Таблица 1. Результаты измерений акустояркостной (АЯ) и ИК-температур при УВЧ-нагреве в течение 5 мин

Испытуемый	Нагреваемый объект	Комнатная температура, °C	АЯ температура*, °C		ИК-температура**, °C		Ощущения
			до нагрева	после нагрева	до нагрева	после нагрева	
А	Левая кисть	22.9	33.3	34.3	34.9	34.7	Тепло
А	Правая кисть		32.1	32.3	33.5	34.1	Тепло
Б	Левая кисть		32.9	33.3	33.9	34.6	Нет
В	Левая кисть		33.9	34.1	34.0	35.0	Горячо
Б	Левая кисть	22	28.1	30.9	31.1	32.4	Нет
Г	Левая кисть		29.3	30.3	31.2	32.8	Нет
Средняя разница температур при нагреве кисти			0.7 ± 0.6		0.8 ± 0.6		
Пластизоль		20.6	21.4	25.7	21.1	24.3	
Разница температур при нагреве пластизоля			4.3 ± 0.4		3.2 ± 0.2		

* Погрешность измерения акустояркостной температуры 0.3°C.
** Погрешность измерения ИК-температуры 0.1°C.

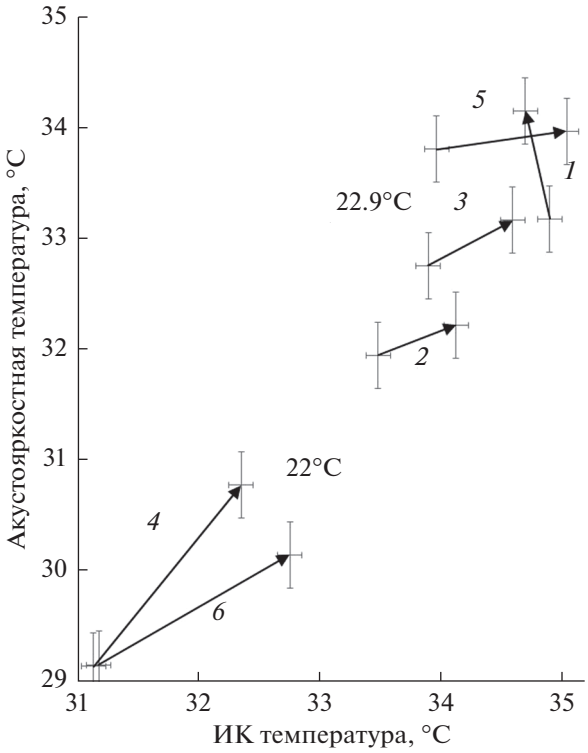

Рис. 4. Изменения акустояркостных и ИК-температур при УВЧ-нагреве кистей испытуемых: *1* – левая и *2* – правая кисти испытуемого А; *3*, *4* – левая кисть испытуемого Б; *5*, *6* – левые кисти испытуемых В и Г. Начало стрелок – температуры до нагрева, концы – температуры после нагрева. Указаны комнатные температуры.

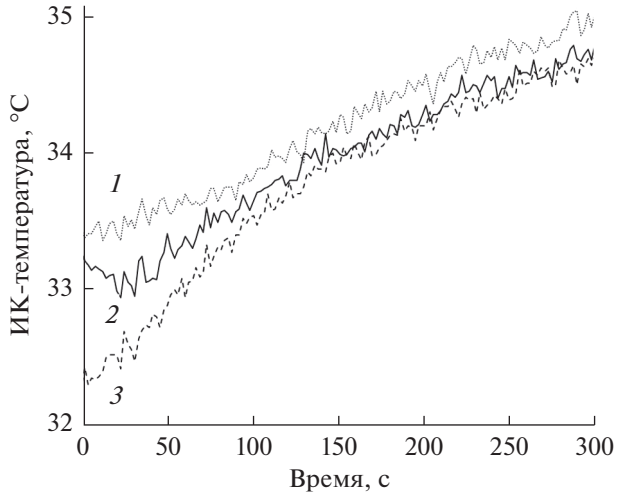

Рис. 5. Временные зависимости поверхностной температуры запястья в точках *1–3*, указанных на рис. 3в.

температура ладони – лишь на 0.8 ± 0.6°C. Этот эффект связан с усилением при нагреве кровотока: венозная кровь уносит тепло и стабилизирует температуру кисти. В тоже время усиление кровотока увеличивает температуру руки. На рис. 5 представлены временные зависимости поверхностной температуры запястья в точках *1–3*, указанных на рис. 3в. Как показывает индикатор настройки аппарата УВЧ, в этой области электромагнитное поле, приводящее к свечению неоновой лампы, отсутствует. Тем не менее, температура запястья увеличивается в течение всего УВЧ-нагрева. Это не связано с теплопередачей за счет теплопроводности: ближняя к конденсаторным пластинам область *3* наименее нагрета. Температура возрастает за счет кровотока. Таким образом, задача дальнейших исследований – создание модельного объекта, в котором адекватно был бы учтен кровоток в руке.

В физиотерапии [1] различают дозы *нетепловые*, когда больной не ощущает тепла или еле чувствует его, *слаботепловые,* когда больной чувствует слабое тепло, и *тепловые*, когда он ощущает выраженное тепло. В наших исследованиях двое из четырех испытуемых ничего не почувствовали, а двое ощутили тепло в разной степени (см. табл. 1). Однако эти ощущения никак не коррелируют с объективными данными увеличения глубинной или поверхностной температур. Это говорит о необходимости измерять тепловые дозы при УВЧ-нагреве. Наша работа показывает, что качественную оценку можно делать с помощью ИК-термометрии, однако этот метод дает информацию только о поверхностной температуре, а, согласно полученным результатам, корреляция между изменениями акустояркостной и ИК-температур отсутствует. ПАТ можно использовать ради увеличения эффективности терапии не только при УВЧ-нагреве. Контроль температуры необходим при гипертермии и термоабляции в онкологии [24]. В гипертермии точность нагрева пораженной области определяет эффективность процедуры. При этом в ряде случаев для нагрева используется переменное электромагнитное поле [25]. По результатам данного исследования нам представляется, что для измерения температуры при локальной гипертермии в онкологии следует использовать оба метода: и ИК-термометрию, и ПАТ. ИК-термометрия даст информацию об изменениях поверхностной температуры в процессе нагрева. Из-за наводок в процессе нагрева переменным электромагнитным полем использовать ПАТ, по крайней мере, в настоящее время, не представляется возможным. Однако после проведения процедуры ПАТ может быть полезна для измерения глубинной температуры.

Отметим, что контроль локальной гипертермии, создаваемой внешним глубинным источником тепла, методом ПАТ на испытуемых был проведен впервые. Ранее мы использовали поверхностный нагрев: рука испытуемого помещалась в аквариум с горячей водой [26] или на кожу нано-

сили разогревающую мазь [17]. При таких процедурах в большей степени нагреваются приповерхностные ткани. В качестве внутреннего источника нагрева использовали физическую нагрузку испытуемого [16], то есть процедуру, не связанную с реальным медицинским воздействием. В данном исследовании была отработана методика измерений в модельной ситуации, приближенной к реальной медицинской процедуре. Был использован стандартный медицинский метод нагрева тканей, при этом исследуемый участок тела человека прогревался по всей глубине.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Методом пассивной акустической и ИК-термометрии осуществлены измерения глубинной и поверхностной температуры кисти человека при УВЧ-нагреве, что позволило максимально приблизить эксперимент к реальной медицинской процедуре. Для контроля при тех же условиях был нагрет цилиндр из пластизоля – вещества, акустические и теплофизические свойства которого близки свойствам мягких тканей тела человека. Для измерений поверхностной температуры пластизоля также была использована ИК-термометрия, измерения глубинной температуры пластизоля осуществлялись с помощью ПАТ, а также независимо спиртовым термометром. Результаты измерений говорят о том, что с помощью ИК-термометрии можно оценивать тепловые дозы. Однако для определения степени глубинного нагрева следует использовать ПАТ. Указанные в работе неинвазивные методы можно использовать для контроля температуры при гипертермии и термоабляции в онкологии. В дальнейших исследованиях следует адекватно учесть влияние изменяющегося кровотока на нагрев тканей человека.

Все процедуры, выполненные в исследовании с участием людей, соответствуют этическим стандартам институционального комитета по исследовательской этике и Хельсинской декларации 1964 года и ее последующим изменениям. От каждого из включенных в исследование участников было получено информированное добровольное согласие.

Работа выполнена при поддержке РФФИ (гранты № 18-29-02052 мк, № 20-02-00759), а также поддержана “Проектом повышения конкурентоспособности ведущих российских университетов среди ведущих мировых научно-образовательных центров” (5-100) и в рамках государственного задания Института радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН (номер госрегистрации АААА-А19-119041590070-1). Разработка многоканального акустотермографа выполнена в рамках государственного задания ИПФ РАН (тема № 0035-2019-0014).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Ушаков А.А.* Практическая физиотерапия. 2-е изд., испр. и доп. М.: ООО “Медицинское информационное агентство”, 2009. 608 с.
2. *Winter L., Oberacker E., Paul K., Ji Y., Oezerdem C., Ghadjar P., Thieme A., Budach V., Wust P., Niendorf Th.* Magnetic resonance thermometry: methodology, pitfalls and practical solutions // Int. J. Hyperthermia. 2016. V. 32. № 1. P. 63–75. https://doi.org/10.3109/02656736.2015.1108462
3. *Pouch A.M., Cary T.W., Schultz S.M., Sehgal C.M.* In vivo noninvasive temperature measurement by B-mode ultrasound imaging // J. Ultrasound in Medicine. 2010. V. 29. № 11. P. 1595–1606. https://doi.org/10.3109/02656736.2015.1108462
4. *Hand J.W., Van Leeuwen G.M.J., Mizushina S., Van de Kamer J.B., Maruyama K., Sugiura T., Azzopardi D.V., Edwards A.D.* Monitoring of deep brain temperature in infants using multi-frequency microwave radiometry and thermal modelling // Physics in Medicine & Biology. 2001. V. 46. № 7. P. 1885. https://doi.org/10.1088/0031-9155/46/7/311
5. *Буров В.А., Дариалашвили П.И., Евтухов С.Н., Румянцева О.Д.* Экспериментальное моделирование процессов активно-пассивной термоакустической томографии // Акуст. журн. 2004. Т. 50. № 3. С. 298–310.
6. *Миргородский В.И., Герасимов В.В., Пешин С.В.* Экспериментальные исследования особенностей пассивной корреляционной томографии источников некогерентного акустического излучения мегагерцового диапазона // Акуст. журн. 2006. Т. 52. № 5. С. 606–612.
7. *Anosov A.A., Kazansky A.S., Subochev P.V., Mansfel'd A.D., Klinshov V.V.* Passive estimation of internal temperatures making use of broadband ultrasound radiated by the body // J. Acoust. Soc. Am. 2015. V. 137. № 4. P. 1667–1674. https://doi.org/10.1121/1.4915483
8. *Bowen T.* Acoustic radiation temperature for non-invasive thermometry // Automedica (New York). 1987. V. 8. № 4. P. 247–267.
9. *Anosov A.A., Subochev P.V., Mansfeld A.D., Sharakshane A.A.* Physical and computer-based modeling in internal temperature reconstruction by the method of passive acoustic thermometry // Ultrasonics. 2018. V. 82. P. 336–344. https://doi.org/10.1016/j.ultras.2017.09.015
10. *Passechnik V.I., Anosov A.A., Bograchev K.M.* Fundamentals and prospects of passive thermoacoustic tomography // Critical Reviews™ in Biomedical Engineering. 2000. V. 28. № 3–4. P. 603–640. https://doi.org/10.1615/CritRevBiomedEng.v28.i34.410
11. *Amiri H., Makkiabadi B., Khani A., Irandoost S.A.* A simulation framework for passive acoustic thermometry of homogenous materials // Frontiers in Biomedical Technologies. 2019. V. 6. № 3. P. 133–138. https://doi.org/10.18502/fbt.v6i3.1696
12. *Krotov E.V., Zhadobov M.V., Reyman A.M., Volkov G.P., Zharov V.P.* Detection of thermal acoustic radiation from laser-heated deep tissue// Appl. Phys. Lett. 2002. V. 81. № 21. P. 3918–3920. https://doi.org/10.1063/1.1521245

13. *Аносов А.А., Пасечник В.И., Исрефилов М.Г.* Восстановление двумерного распределения внутренней температуры модельного объекта методом пассивной термоакустической томографии // Акуст. журн. 1999. Т. 45. № 1. С. 20–24.
14. *Аносов А.А., Беляев Р.В., Вилков В.А., Дворникова М.В., Дворникова В.В., Казанский А.С., Курятникова Н.А., Мансфельд А.Д.* Акустотермометрическое восстановление профиля глубинной температуры с использованием уравнения теплопроводности // Акуст. журн. 2012. Т. 58. № 5. С. 592–599.
15. *Аносов А.А., Пасечник В.И., Бограчев К.М.* Пассивная термоакустическая томография кисти руки человека // Акуст. журн. 1998. Т. 44. № 6. С. 725–730.
16. *Аносов А.А., Беляев Р.В., Вилков В.А., Казанский А.С., Курятникова Н.А., Мансфельд А.Д.* Акустотермометрические данные о кровотоке и теплопродукции в предплечье при физической нагрузке // Акуст. журн. 2013. Т. 59. № 4. С. 539–544.
17. *Аносов А.А., Ерофеев А.В., Мансфельд А.Д.* Использование акустотермометрии для определения температурного поля в предплечье человека // Акуст. журн. 2019. Т. 65. № 4. С. 551–556.
18. *Иваницкий Г.Р.* Современное матричное тепловидение в биомедицине // Успехи физ. наук. 2006. Т. 176. № 12. Р. 1293–1320.
19. *Maggi L., Cortela G., von Kruger M.A., Negreira C., de Albuquerque Pereira W.C.* Ultrasonic Attenuation and Speed in phantoms made of PVCP and Evaluation of acoustic and thermal properties of ultrasonic phantoms made of polyvinyl chloride-plastisol (PVCP) // In IWBBIO. 2013. P. 233–241.
20. *Duck F.A.* Physical properties of tissues: a comprehensive reference book. Academic press, 2013.
21. *Аносов А.А., Беляев Р.В., Вилков В.А., Казанский А.С., Мансфельд А.Д., Шаракшанэ А.С.* Определение динамики изменения температуры в модельном объекте методом акустотермографии // Акуст. журн. 2008. Т. 54. № 4. С. 540–545.
22. *Аносов А.А., Беляев Р.В., Вилков В.А., Казанский А.С., Мансфельд А.Д., Шаракшанэ А.С.* Динамическая акустотермография // Акуст. журн. 2009. Т. 55. № 4–5. С. 436–444.
23. *Passechnik V.I.* Verification of the physical basis of acoustothermography // Ultrasonics. 1994. V. 32. № 4. P. 293–299.
24. *Singla N., Gahan J.* New technologies in tumor ablation // Current opinion in urology. 2016. V. 26. № 3. P. 248–253.
25. *Sidoff L., Dupuy D.E.* Clinical experiences with microwave thermal ablation of lung malignancies // Int. J. Hyperthermia. 2017. V. 33. № 1. P. 25–33.
26. *Аносов А.А., Беляев Р.В., Вилков В.А., Дворникова М.В., Дворникова В.В., Казанский А.С., Курятникова Н.А., Мансфельд А.Д.* Акустотермометрический контроль кисти человека при гипертермии и гипотермии // Акуст. журн. 2013. Т. 59. № 1. С. 109–114.