

ПАССИВНАЯ АКУСТИЧЕСКАЯ ТЕРМОМЕТРИЯ ГРУДНОЙ КЛЕТКИ ЧЕЛОВЕКА, ПЕРЕНЕСШЕГО COVID-19

© 2022 г. А. А. Аносов^{a, b, *}, А. В. Ерофеев^{a, b}, М. И. Щербаков^b, А. Д. Мансфельд^c

^aФГАОУ ВО Первый МГМУ им. И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет),
ул. Большая Пироговская 2, стр. 4, Москва, 119435 Россия

^bИнститут радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН,
ул. Моховая 11, корп. 7, Москва, 125009 Россия

^cИнститут прикладной физики РАН, Нижний Новгород, Россия

*e-mail: andreyanosov1961@gmail.com

Поступила в редакцию 03.08.2021 г.

После доработки 03.08.2021 г.

Принята к публикации 30.11.2021 г.

С помощью пассивной акустической термометрии (ПАТ) исследована динамика изменения температуры грудной клетки человека, перенесшего COVID-19, в течение примерно двух с половиной недель после карантина. ПАТ, позволяющая измерять глубинную температуру тела, показала, что интегральная температура тканей, окружающих легкие, выросла с 32.2 ± 0.07 до $33.0 \pm 0.03^\circ\text{C}$ через приблизительно 10 дней после окончания карантина. Это может свидетельствовать об усилении кровенаполнения легких, т.е. может указывать на восстановление пациента. Использование для контроля восстановления инфракрасной термометрии не дало результатов.

Ключевые слова: пассивная акустическая термометрия, тепловое акустическое излучение, акустояр-костная температура, ИК-термометрия, COVID-19

DOI: 10.31857/S0320791922020010

ВВЕДЕНИЕ

В настоящее время значительное количество людей перенесло вызванное пандемией COVID-19 воспаление легких. Одной из задач является поиск объективных методов наблюдения за восстановлением таких пациентов. Для диагностики и объективного контроля заболевания в ходе лечения используются проверенные медицинские методы, в том числе предполагающие рентгеновское исследование, сопутствующие риски применения которого представляются оправданными в свете ценности получаемой информации. Однако для контроля за восстановлением пациента частое использование рентгеновского излучения нежелательно, и требуются другие методы наблюдения. При легочных патологиях ухудшается кровоснабжение легких и бронхов, что может вызвать снижение температуры. Таким образом, термометрия легких, проводимая после выписки пациента, может дать информацию о восстановлении кровенаполнения легких и, в конечном итоге, о восстановлении пациента после перенесенной пневмонии.

Для решения этой задачи можно предложить пассивную акустическую термометрию (ПАТ),

основанную на регистрации собственного теплового акустического излучения организма человека в мегагерцовом диапазоне [1–5]. Расчеты [6] и модельные эксперименты [7] показывают, что предлагаемый метод позволяет измерить температуру на глубине 3–8 см, в объеме около 1 см^3 с точностью 0.5–1 К за время порядка одной минуты. Если проводить акустотермометрию грудной клетки и спины пациента, то под измерительным датчиком будут расположены мышечная, соединительная, костные ткани и заполненные воздухом легкие. Однако из воздуха акустический сигнал из-за большого отражения в тело человека проникнуть не может. Аналогичная ситуация возникает на границе костной и мягких тканей: любая акустическая неоднородность вызывает рассеяние сигнала. Таким образом, регистрируется многократно рассеянное акустическое излучение из мягких тканей, расположенных между поверхностью кожи и легкими. Измеряемый сигнал несет информацию о температуре этих тканей, которая зависит и от температуры легких, которая в свою очередь зависит от их кровенаполнения.

Отметим, что ПАТ уже использовалась в медицинских исследованиях: в ЦКБ РАН контролировали лазерную гипертермию молочной и щитовидной желез [8], в НИИ нейрохирургии им. академика Н.Н. Бурденко измеряли температуру мозга пациентов, у которых частично отсутствовали кости черепа [9]. Были проведены измерения при УВЧ-нагреве кисти испытуемых [10] и глюкозном тесте [11].

Для контроля изменения температуры легких также использовалась инфракрасная термометрия (ИКТ). ИКТ дает информацию о температуре поверхности кожи и в основном определяется приповерхностным кровотоком, отчасти зависящим от температуры подлежащих тканей [12]. Поэтому мы надеялись, что эти данные можно также использовать для получения информации о глубинной температуре.

В работе поставлена цель – измерить, как меняется температура торса человека, перенесшего COVID-19, и показать, что ПАТ можно использовать для объективизации процесса выздоровления пациента.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

В исследовании участвовал испытуемый А (59 лет), переболевший COVID-19. Он находился в больнице, дважды прошел исследования на мультиспиральном рентгеновском компьютерном томографе, которые подтвердили двустороннее поражение легочной ткани. На 16-й день после проявления первых симптомов болезни испытуемый А был выписан из больницы и находился на карантине еще 14 дней, после чего вернулся к обычному режиму жизнедеятельности. Измерения проводились в интервале с 31-го по 47-й день после появления симптомов с периодичностью в два-три дня между измерениями. При проведении ИКТ для получения контрольных данных в исследовании участвовал неболевший испытуемый Б.

Для измерений теплового акустического излучения был использован многоканальный акустотермограф [13], 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-разрядный многоканальный АЦП Е14-140 (ЗАО “L-Card”, Москва, Россия) с частотой дискретизации 1 кГц на один канал. Разрабо-

танная программа проводила дальнейшее усреднение данных.

Акустические измерения проводили следующим образом. Датчик находился в держателе, который являлся акустическим черным телом, при комнатной температуре. Температуру держателя контролировали цифровыми термометрами DS18S20P (Maxim Integrated, Сан-Хосе, США) с точностью 0.3 К. На поверхность объекта наносили гель для ультразвуковых исследований “Меди-агель”. В течение 10–15 с осуществлялись измерения теплового акустического излучения участка тела. После измерения датчик возвращали в держатель.

Акустотермографную температуру измеряли на груди и на спине в восьми точках: в четырех спереди и четырех сзади (см. рис. 1). Каждое измерение повторяли три раза. Средняя акустотермографная температура легочной зоны получена путем усреднения данных во всех восьми точках. Средняя по груди температура получена путем усреднения данных в точках 1–4. Средняя по спине температура получена путем усреднения данных в точках 5–8.

Для измерения поверхностной температуры использовался портативный компьютерный термограф ИРТИС-2000 (ООО “Иртис”, Москва, Россия) с чувствительностью к перепаду температур (на уровне 30°C) 0.05 К, регистрирующий тепловое электромагнитное излучение в ИК-диапазоне 3–5 мкм [14]. Снимали ИК-термограммы двух испытуемых со стороны грудной клетки и со спины. Испытуемые находились на расстоянии 1.5 м от камеры термографа, установленной на уровне грудной клетки. В каждом измерении получали по пять кадров и для грудной клетки, и для спины. Были выполнены все рекомендации к помещению, настройке оборудования и подготовке человека к ИКТ, указанные в работе [15]. Компьютерная программа, поставляемая вместе с прибором, позволяла визуализировать распределение температуры по поверхности тела испытуемого, а также использовалась для расчета средней температуры в прямоугольной области, показанной на рис. 1.

Комнатную температуру определяли, используя фон ИК термограмм.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Измерялась акустотермографная температура объекта (участка тела человека) – интегральная характеристика, равная температуре акустического черного тела, создающего такую же плотность потока теплового акустического излучения, как и исследуемый объект [16]. На рис. 2 для при-

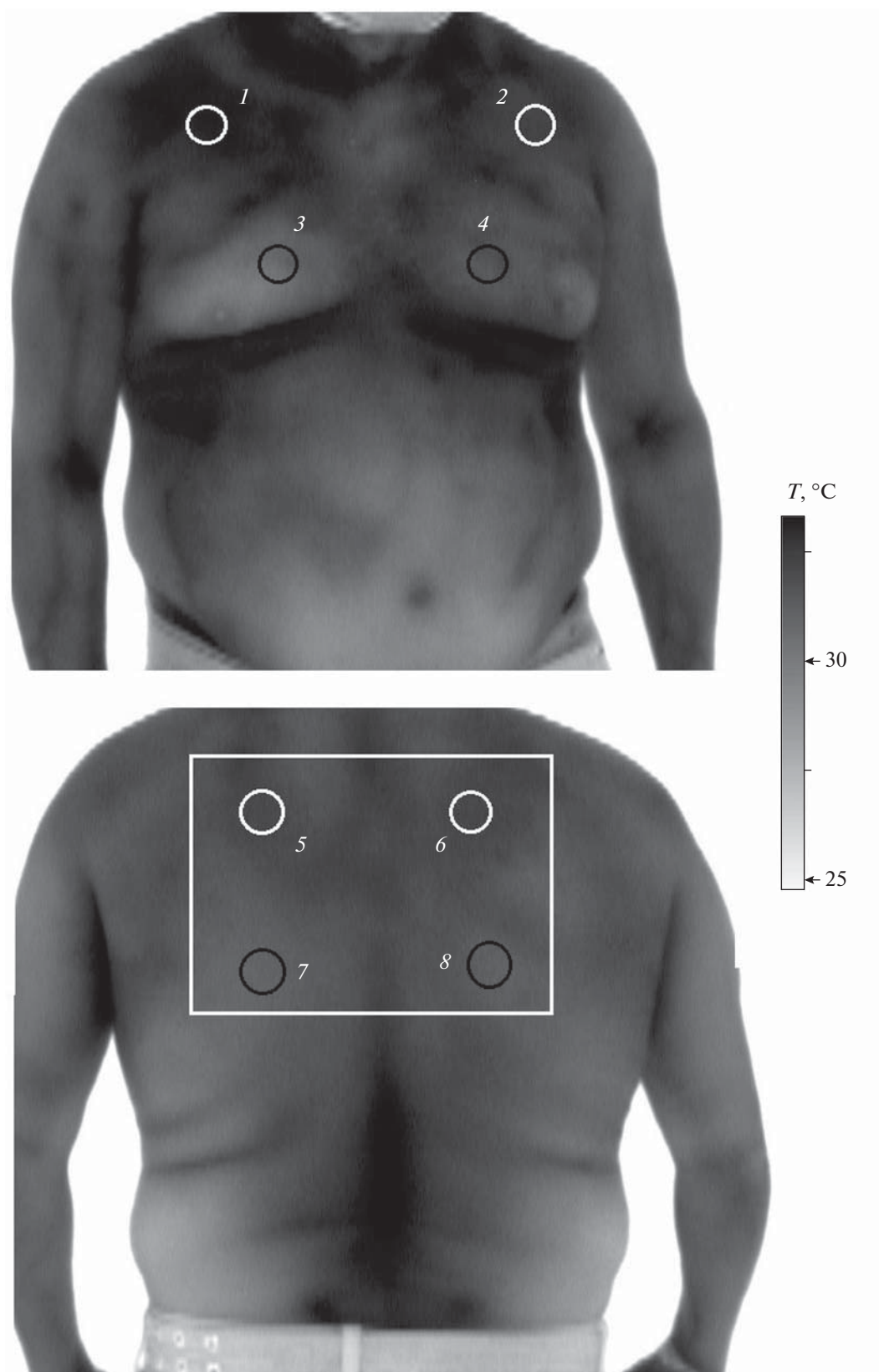


Рис. 1. Типичная термограмма испытуемого А со стороны груди и со спины. Указаны места (1–8) установки акустических приемников и исследуемая методом инфракрасной термометрии прямоугольная область.

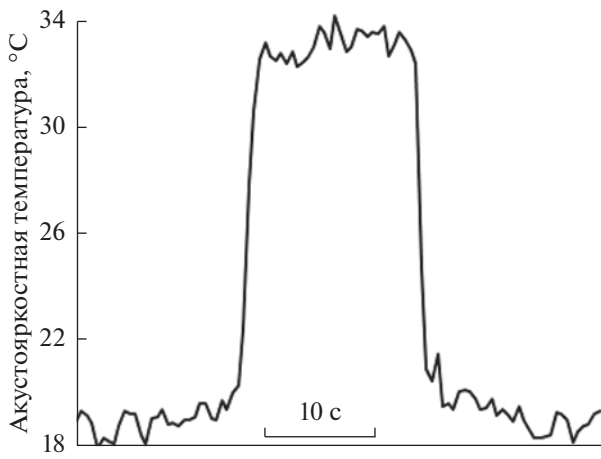


Рис. 2. Записи акустической температуры, измеряемой в держателе с датчиком (низкий уровень сигнала) и в положении δ (рис. 1) на спине испытуемого А (высокий уровень). Время интегрирования – 3 с.

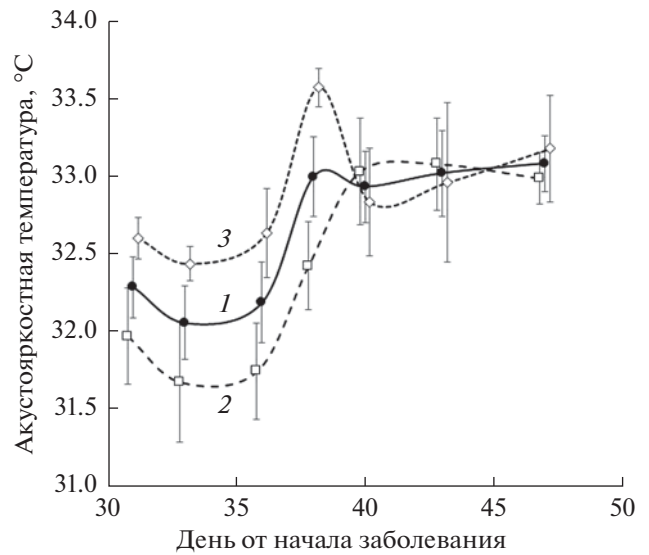


Рис. 3. Экспериментальные зависимости акустической температуры испытуемого. Представлены средняя температура торса (1), средние температуры, измеренные со стороны груди (2) и со спины (3).

мера представлена временная зависимость акустической температуры испытуемого, полученная в 47-й день после начала болезни. Низкий уровень сигнала $19.2 \pm 0.2^\circ\text{C}$ соответствует акустической температуре держателя, которая близка к комнатной температуре. Высокий уровень $33.1 \pm 0.3^\circ\text{C}$ показывает акустическую температуру, полученную в положении δ (рис. 1) на спине испытуемого.

На рис. 3 представлены изменения во времени измеренной акустической температуры. Получены следующие экспериментальные зависимости: средняя акустическая температура легочной зоны (кривая 1) увеличилась на 38-й день с начала заболевания с 32.2 ± 0.07 до $33.0 \pm 0.03^\circ\text{C}$ и вышла на постоянный уровень. При этом в первый период измерений, с 31-го по 38-й день, средняя акустическая температура со стороны груди (кривая 2) была на $0.86 \pm 0.11^\circ\text{C}$ меньше средней температуры спины (кривая 3), а потом эти температуры сравнялись: разница составила $-0.04 \pm 0.12^\circ\text{C}$. Коэффициент корреляции между средней акустической температурой и температурой комнаты равен -0.14 , т.е. корреляция отсутствует.

На рис. 4 представлены результаты ИКТ прямоугольной области, показанной на рис. 1. Временная зависимость средней ИК температуры испытуемого А не позволяет выделить никакой тенденции. По-видимому, это связано с тем, что ИК температура поверхности кожи сильно зависит от внешних факторов, что маскирует истинную тенденцию, или никакой тенденции просто нет. Чтобы минимизировать влияние изменений комнатной температуры были измерены ИК тер-

мограммы испытуемого Б (см. рис. 4) и рассчитаны разности ИК температур в исследуемых зонах испытуемых А и Б (рис. 4). С помощью временной зависимости разности температур никакой тенденции также обнаружено не было. Аналогичные ИКТ были проведены со стороны грудной клетки у обоих испытуемых, что тоже не дало результатов. Полученные данные говорят о невозможности использовать ИКТ для объективизации процесса восстановления пациента, перенесшего воспаление легких.

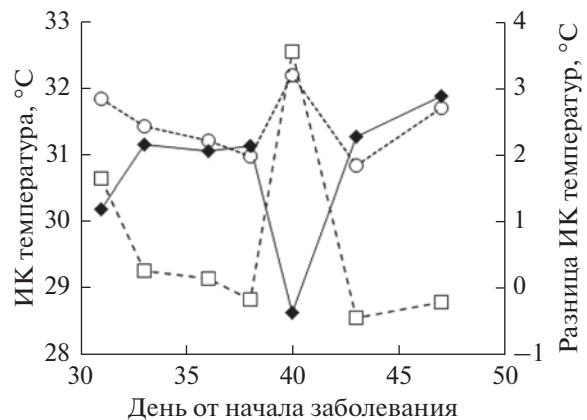


Рис. 4. Экспериментальные временные зависимости ИК температур, усредненных по прямоугольной области, показанной на рис. 1, для испытуемых А (○) и Б (□) и разности ИК температур (◆). Погрешность измерения меньше размера маркера.

Возможность использования ИКТ для диагностики пневмонии обсуждается несколько десятилетий (например, [17, 18]), и в настоящий момент господствует скептическое отношение научного сообщества к этой идеи. Исследований об использовании термометрии для мониторинга процесса выздоровления мы не нашли.

Полученные акустотермометрические данные показывают, что средняя температура торса испытуемого А повысилась на 10-й день после окончания карантина (или на 40-й день после появления симптомов болезни). Это может говорить о том, что улучшилось кровоснабжение легочной ткани, что может свидетельствовать о восстановлении ранее болевшего.

Ограничением ПАТ является то, что метод находится в стадии разработки. Идеальное исследование должно было бы включать магнитно-резонансную термометрию как контрольный метод измерения глубинной температуры, с результатами которого сравнивались бы результаты ПАТ. В теории возможно и введение в мышечную ткань испытуемого игл с термометрами для контроля, но организаторы исследования решительно отказались от подобных экспериментов. Отметим, что использовавшаяся ПАТ гораздо практичнее и дешевле магнитно-резонансной термометрии.

Отметим также, что представленное исследование носит предварительный характер: наличие одного испытуемого не позволяет делать статистически обоснованные выводы, что, впрочем, и не являлось целью нашего исследования. Мы хотели показать, что использование ПАТ для измерения температуры легочной ткани человека, перенесшего ковидное воспаление легких, позволяет получить объективизированную информацию о его восстановлении. Мы занимались испытуемым, перенесшим COVID-19 и прошедшим период реабилитации. Однако, возможно, в этот момент процесс восстановления еще продолжался, и, как нам представляется, нам удалось его проследить.

Дальнейшее совершенствование методики очевидным образом связано с увеличением объема выборки, что послужило бы независимой проверкой выводов данного исследования. Представленная работа лишь обозначает одно из возможных направлений будущих исследований.

Все процедуры, выполненные в исследовании с участием людей, соответствуют этическим стандартам институционального комитета по исследовательской этике и Хельсинской декларации 1964 г. и ее последующим изменениям.

От каждого включенного в исследование участников было получено информированное добровольное согласие.

Авторы выражают благодарность Д.Ф. Ничипорову за плодотворное обсуждение.

Работа выполнена при поддержке РФФИ (гранты № 18-29-02052 мк, № 20-02-00759), а также в рамках государственного задания Института радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН (№ государственной регистрации АААА-А19-119041590070-01). Разработка многоканального акустотермографа профинансирована Министерством науки и высшего образования РФ в рамках государственного задания ИПФ РАН, проект № 0030-2021-0014.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Bowen T.* Acoustic radiation temperature for non-invasive thermometry // *Automedica* (New York). 1987. V. 8(4). P. 247–267.
2. *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>
3. *Буров В.А., Дмитриев К.В., Румянцева О.Д., Юрченко С.А.* Принцип получения изображений в корреляционной акустической термомографии с фокусировкой // *Известия Российской академии наук. Серия физическая.* 2019. Т. 83(1). С. 70–75.
4. *Миргородский В.И., Герасимов В.В., Пешин С.В.* Экспериментальные исследования особенностей пассивной корреляционной томографии источников некогерентного акустического излучения меггерцового диапазона // *Акуст. журн.* 2006. Т. 52. № 5. С. 606–612.
5. *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>
6. *Аносов А.А., Гаврилов Л.Р.* Восстановление распределения глубинной температуры биообъектов с помощью линейных фазированных решеток // *Акуст. журн.* 2005. Т. 51(4). С. 447–455.
7. *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>
8. *Аносов А.А., Сергеева Т.В., Алехин А.И., Беляев Р.В., Вилков В.А., Иванникова О.Н., Казанский А.С., Кузнецова О.С., Лесс Ю.А., Луковкин А.В., Мансфельд А.Д., Санин А.Г., Шаракианэ А.С.* Акустотермометрическое сопровождение лазериндуцированной интерстициальной гипертермии молочной и щитовидной желез // *Биомедицинские технологии и радиоэлектроника.* 2008. № 5. С. 56–64.
9. *Аносов А.А., Балашов И.С., Беляев Р.В., Вилков В.А., Гарсков Р.В., Казанский А.С., Мансфельд А.Д., Щербатов М.И.* Акустическая термометрия головного

- мозга пациентов с черепно-мозговой травмой // Биофизика. 2014. Т. 59. № 3. С. 545–551.
10. Аносов А.А., Ерофеев А.В., Пешкова К.Ю., Щербатов М.И., Беляев Р.В., Мансфельд А.Д. Совместное использование пассивной акустической и инфракрасной термометрии для контроля УВЧ-нагрева // Акуст. журн. 2020. Т. 66(6). С. 690–696.
 11. Аносов А.А., Балашов И.С., Ерофеев А.В., Жданкина Ю.С., Шаракианэ А.А., Мансфельд А.Д. Измерения глубинной температуры тела человека методом пассивной акустической термометрии // Общ. реаниматология. 2019. Т. 15(1).
 12. Jones V.F. A reappraisal of the use of infrared thermal image analysis in medicine // IEEE transactions on medical imaging. 1998. V. 17(6). P. 1019–1027. <https://doi.org/10.1109/42.746635>
 13. 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.
 14. 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.
 15. Ring E.F.J., Ammer K. The technique of infrared imaging in medicine // Thermology international. 2000. V. 10(1). P. 7–14.
 16. Passechnik V.I. Verification of the physical basis of acoustothermography // Ultrasonics. 1994. V. 32(4). P. 293–299. [https://doi.org/10.1016/0041-624X\(94\)90009-4](https://doi.org/10.1016/0041-624X(94)90009-4)
 17. Potanin C. Thermographic patterns of pulmonary disease // Chest. 1970. V. 58(5). P. 491–496.
 18. Wang L.T., Cleveland R.H., Binder W., Zwerdling R.G., Stamoulis C., Ptak T., Hibberd P. Similarity of chest X-ray and thermal imaging of focal pneumonia: a randomised proof of concept study at a large urban teaching hospital // BMJ open. 2018. V. 8(1). P. e017964. <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2017-017964>