

Многофункциональный тепловизионный комплекс для медицинской диагностики

Н. Н. Потрахов¹, С. А. Ростачев¹, Е. Е. Ладожская-Гапеев², К. К. Гук^{1✉}

¹Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет "ЛЭТИ"
им. В. И. Ульянова (Ленина), Санкт-Петербург, Россия

²Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет
им. акад. И. П. Павлова, Санкт-Петербург, Россия

✉ kzhamova@gmail.com

Аннотация

Введение. Быстрое развитие тепловизионной техники и наличие определенного опыта инструментального анализа тепловых процессов в теле пациента с целью определения его состояния создают предпосылки к разработке перспективного современного медицинского тепловизионного комплекса (тепловизора).

Цель работы. Создание отечественного "малобюджетного" медицинского тепловизионного комплекса для медицинской диагностики с расширенными функциональными возможностями.

Материалы и методы. Распределение температуры на поверхности тела человека зависит от его внутреннего состояния и внешней среды. Для каждого человека это распределение имеет свои физиологические особенности, изучение и интерпретация которых могут быть значимыми для диагностики конкретных патологий или оценки общего (психофизического) состояния. Результаты анализа температурных полей на поверхности тела человека позволяют диагностировать различные патологические процессы, которые проявляются в виде локальных изменений температуры на отдельных его участках. Предлагаемая методика термодиагностики предполагает измерение температуры в каждой точке такого участка одномоментно (в статике) или на протяжении некоторого времени (в динамике). В отличие от традиционного подхода для этой цели используется два тепловизионных датчика: матричный малоформатный, а потому "малобюджетный", и точечный. Такая комбинация датчиков при съемке с уменьшенного в разы, по сравнению с традиционным подходом, расстояния обеспечивает необходимую дискретизацию картины температурного поля даже больших по площади участков поверхности тела человека.

Результаты. Разработаны принципиальная электрическая схема и конструкция современного тепловизионного комплекса. Оценены его преимущества перед аналогичными устройствами. Предложена и апробирована методика регистрации и анализа температуры в точке, а также температурного поля как отдельного участка, так и больших по площади областей на поверхности тела человека.

Заключение. Апробация материального макета тепловизионного комплекса на базе крупных медицинских учреждений Санкт-Петербурга показала его широкие функциональные возможности при простоте и удобстве эксплуатации.

Ключевые слова: тепловизор, термограмма, температурное поле, тепловизионный комплекс, медицинская диагностика

Для цитирования: Многофункциональный тепловизионный комплекс для медицинской диагностики / Н. Н. Потрахов, С. А. Ростачев, Е. Е. Ладожская-Гапеев, К. К. Гук // Изв. вузов России. Радиоэлектроника. 2024. Т. 27, № 5. С. 77–90. doi: 10.32603/1993-8985-2024-27-5-77-90

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Статья поступила в редакцию 16.05.2024; принята к публикации после рецензирования 19.06.2024; опубликована онлайн 29.11.2024



Multifunctional Thermal Imaging Complex for Medical Diagnostics

Nikolay N. Potrakhov¹, Sergey A. Rostachev¹,
Ekaterina E. Ladozhskaya-Gapeenko², Karina K. Guk^{1✉}

¹Saint Petersburg Electrotechnical University, St Petersburg, Russia

²Academician I. P. Pavlov First Saint Petersburg State Medical University, St Petersburg, Russia

✉kzhamova@gmail.com

Abstract

Introduction. Recent developments in the field of thermal imaging technology and the accumulated experience in instrumental analysis of thermal processes in the patient's body indicate the prospects of developing new medical thermal imaging systems (thermal imagers).

Aim. Creation of a low-budget domestic thermal imaging system for medical diagnostics with expanded functionality.

Materials and methods. The distribution of temperature over the surface of the human body depends on its internal state and external environment. For each person, this distribution has its own physiological characteristics, the study and interpretation of which can be significant for diagnosing specific pathologies or assessing the general (psychophysical) state of the patient. Analysis of temperature fields on the surface of the human body makes it possible to diagnose various pathological processes manifested in the form of local temperature changes in individual areas. The proposed method for thermal diagnostics involves measuring the temperature at each point of such an area simultaneously (statically) or over a period of time (dynamically). In comparison with conventional approaches, two thermal imaging sensors are used for this purpose. These include a small-sized matrix (thus being low cost) and a point sensor. Such a combination of sensors provides for the necessary discretization of the temperature field image of sufficiently large areas of the surface of the human body, when shooting from a distance significantly reduced compared to the conventional approach.

Results. A conceptual electrical circuit and a layout of a modern thermal imaging system are developed. The advantages of the proposed thermal imager over similar devices are assessed. A method for recording and analyzing temperature in a certain point and temperature fields of both separate areas and large areas on the surface of the human body is proposed and tested.

Conclusion. The conducted testing of a material model of the proposed thermal imaging system using the facilities of large medical institutions in St. Petersburg showed its wide functionality along with simplicity and convenience.

Keywords: thermal imager, thermogram, temperature field, thermal imaging system, medical diagnostics

For citation: Potrakhov N. N., Rostachev S. A., Ladozhskaya-Gapeenko E. E., Guk K. K. Multifunctional Thermal Imaging Complex for Medical Diagnostics. Journal of the Russian Universities. Radioelectronics. 2024, vol. 27, no. 5, pp. 77–90. doi: 10.32603/1993-8985-2024-27-5-77-90

Conflict of interest. The authors declare no conflicts of interest.

Submitted 16.05.2024; accepted 19.06.2024; published online 29.11.2024

Введение. В настоящее время так называемые медицинские тепловизоры представляют собой универсальные технические средства измерения температуры высшей ценовой категории, адаптированные для медицинских задач путем расширения программного обеспечения [1]. Только в этом случае, при дополнительной и достаточно сложной математической обработке температурных данных, которые изначально носят информационно качественный вид, можно получить более или менее достоверный результат.

Для широкого внедрения тепловизионной техники в медицинскую практику важное значение будет иметь изменение подхода к тепловизионным исследованиям: получение не только качественных, но и количественных характеристик температурного поля, обеспечение точности позиционирования области интереса, а также удобство эксплуатации, простота конструкции и доступная стоимость тепловизионного комплекса. В противном случае анализ тепловых процессов превращается в "искус-

ство" или академическое исследование с достаточно сложной математической постобработкой температурных данных, в том числе с использованием статистических методов, что не позволяет применять такой комплекс в повседневной практике врача [2].

Очевидно, что для разработки отечественного медицинского тепловизора, многофункционального, простого в использовании и доступного по цене, необходимо проведение серьезных как конструкторско-технологических, так и клинических исследований [3–5].

Материалы и методы.

1. Распределение температуры на поверхности тела человека зависит от его внутреннего состояния и внешней среды. Для каждого человека это распределение имеет свои физиологические особенности, изучение и интерпретация которых могут быть значимыми для диагностики конкретных патологий или определения общего (психофизического) состояния. Так, тепловидение позволяет по статическому температурному распределению или его динамике в течение определенного времени выявить функциональную активность различных органов тела человека. Результаты анализа температурных полей (термограмм) основываются на сопоставлении тепловой информации, получаемой от поверхности различных участков тела человека. Высокоинформативными участками являются те, в пределах которых температурные изменения проявляются наиболее интенсивно по сравнению с соседними. Как показано в [6–8], применение контролируемых температурных нагрузок позволяет по пространственной и амплитудной динамике термореакций исследовать механизм терморегуляции в норме, а при диагностируемых поражениях – на разных уровнях реакций периферического кровотока и, таким образом, соотносить искажение нормальных проявлений с характером нарушений.

Стандартная методика термодиагностики предполагает тепловую съемку именно таких – сравнительно небольших (практически точечных) участков тела.

При разработке тепловизора был также учтен имеющийся опыт использования методов анализа теплового излучения от пациента и

соответствующих технических средств его регистрации [9, 10].

2. Физической величиной, которую регистрирует тепловизор, является поток теплового излучения (мощность) F от объекта термодиагностики. Мощность F [Вт] является функцией двух неизвестных – температуры объекта t [°C] и его коэффициента излучения ε в рабочем спектральном диапазоне тепловизионного датчика и рабочем диапазоне измеряемых значений температуры. Максимальная спектральная плотность теплового излучения кожи человека соответствует 10 мкм. Коэффициент излучения кожи на этой длине волны в диапазоне температур 31...42 °C равен 0.98.

Предлагаемая методика применения тепловизора предполагает термографию участка тела пациента с малого расстояния – от 50 мм. На этом расстоянии используемый малоформатный, а потому "малобюджетный" матричный тепловизионный датчик (24 × 32 пикселя) обеспечивает получение теплового изображения объекта с дискретизацией деталей изображения размером не более 1×1 мм. Поскольку тепловые процессы в зависимости от их природы занимают существенно большие объемы в теле человека, более высокая дискретизация картины температурного поля избыточна и нецелесообразна.

Процесс излучения тепла кожей человека подчиняется II закону освещенности (закон Ламберта). В этом случае тепловая яркость плоского объекта наблюдения остается постоянной при отклонении оси наблюдения от нормали к поверхности объекта до 55°. Соответственно, нет жестких ограничений на угол этого отклонения в ходе измерений температуры конкретного участка кожного покрова.

3. В состав разработанного многофункционального тепловизионного комплекса входят устройство для измерения температуры на поверхности тела пациента, собственно тепловизор под названием ТВС-2, и персональный компьютер (ПК) с установленным оригинальным программным обеспечением (ПО).

Основными элементами тепловизора ТВС-2 являются:

– матричный тепловизионный датчик (МТД) MLX90640 с форматом 24 × 32 пикселя, размер пикселя 20 мкм, разрешение при определении температуры в каждом пикселе 0.1 °C;

– точечный тепловизионный датчик (ТТД) MLX90614, разрешение при определении температуры $0.02\text{ }^{\circ}\text{C}$;

– широкоугольная телевизионная (ТВ) камера типа OV2643 форматом 1200×1600 пикселей с углом обзора 120° .

Принцип действия и структурная схема тепловизора ТВС-2 проиллюстрированы на рис. 1, 2.

МТД, ТТД, ТВ-камера, а также лазерный датчик дальности (ДД) располагаются в одной плоскости (рис. 1). Микроконтроллер (МК) осуществляет непрерывный сбор данных о температуре на поверхности объекта и расстоянии до него через интерфейс I²C. ПК получает эту информацию от МК, а также видеоизображение участка поверхности объекта от ТВ-камеры объекта по USB-разъему (рис. 2).

Для более точного определения местоположения диагностируемого участка на поверхности объекта используются лазерный указатель (ЛУ) и светодиодная подсветка (СДП). Совмещение теплового и видеоизображения участка поверхности объекта термодиагностики при наличии ДД (указателя дальности) и световой метки от ЛУ позволяет проводить

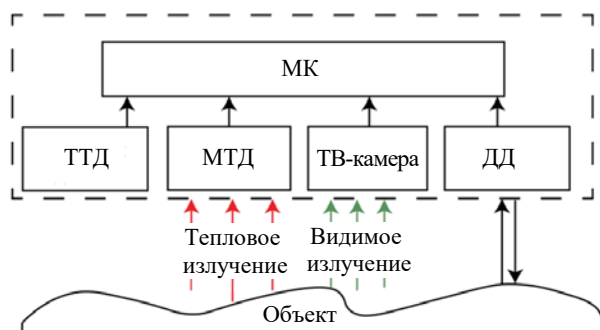


Рис. 1. Принцип действия тепловизора

Fig. 1. Operating principle of a thermal imager

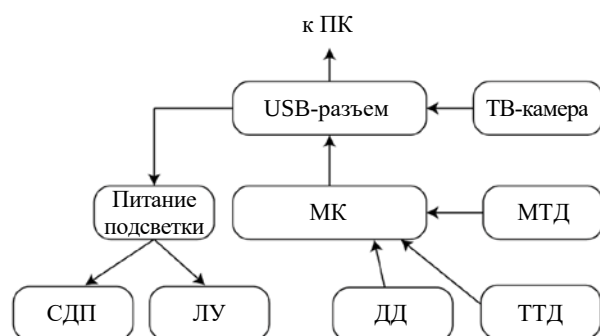


Рис. 2. Структурная схема тепловизора

Fig. 2. Block diagram of a thermal imager

термографию (тепловое сканирование) всей поверхности объекта и получать точную количественную информацию о пространственном распределении температуры на его конкретном участке. Таким образом, основной "недостаток" выбранного тепловизионного датчика – малый формат не ограничивает возможности тепловизора ТВС-2 при проведении тепловой съемки с малого расстояния. Наоборот, бюджетный малоформатный датчик при наличии дальномера позволяет вычислять размер пикселя теплового изображения, его температуру и отображать на экране ПК все пиксели, т. е. количественно оценить размеры области интереса на термограмме. Соответственно, при сохранении необходимой и достаточной детализации термограммы принципиально снижается стоимость тепловизора в целом.

Все элементы, отдельные узлы и печатные платы с электронными компонентами тепловизора ТВС-2 располагаются в эргономичном пластмассовом корпусе с рукояткой пистолетного типа (рис. 3).

Рукоятка снабжена специальным крепежом для установки в случае необходимости тепловизора на фотоштатив. На лицевой поверхности тепловизора размещены температурные датчики, ТВ-камера, ДД, ЛУ, СДП, а на рукоятке – кнопка фиксации температуры (рис. 3, а).

На тыльной поверхности корпуса тепловизора размещен ЖК-индикатор, отображающий:

- минимальную, среднюю и максимальную температуру участка поверхности, измеряемую с помощью МТД;
- температуру в точке этого участка, измеряемую с помощью ТТД;
- дистанцию до области исследования, измеряемую с помощью ДД.

Основные технические характеристики и функциональные возможности тепловизора ТВС-2:

1. Температурная чувствительность (ТЧ) – наименьшая разность температур, регистрируемая в пределах одного пикселя теплового изображения участка на поверхности объекта.

МТД тепловизора ТВС-2 обеспечивает ТЧ не более $0.1\text{ }^{\circ}\text{C}$ в диапазоне измеряемых температур $20\ldots 50\text{ }^{\circ}\text{C}$.

2. Поле зрения (ПЗ) – область на поверхности объекта, температурное поле которой реги-



Рис. 3. Материальный макет тепловизора ТВС-2: *а* – лицевая сторона корпуса;
б – тыльная сторона корпуса

Fig. 3. Material model of TVS-2 thermal imager: *a* – front side of the case; *b* – back side of the case

стрирует матричный тепловизионный датчик. ПЗ определяется углом зрения (УЗ) датчика, конусообразным или пирамидальным, в зависимости от конструкции тепловизионного объектива и расстоянием от датчика до объекта.

УЗ тепловизора ТВС-2 – пирамидального типа, углы раствора пирамиды составляют 55° по горизонтали и 35° по вертикали.

3. Наименьший видимый объект или пространственное разрешение тепловизора ТВС-2 на расстоянии от МТД до поверхности объекта (фокусном расстоянии) 50 мм составляет около 1 мм.

4. Важным дополнительным инструментом тепловизора ТВС-2 является ТТД. Он позволяет измерять абсолютное значение температуры в конкретной точке на поверхности объекта термодиагностики. ТЧ точечного датчика равна 0.02°C . Дальность измерения составляет 5...500 мм. УЗ датчика конусообразный, угол раствора конуса равен $\pm 5^\circ$. На расстоянии 50 мм диаметр точки, в которой измеряется температура, составляет 1 мм. Наведенный на область интереса ТТД позволяет наблюдать динамику теплового процесса (высокоточное измерение температуры) в режиме реального времени.

Выбор области интереса осуществляется путем анализа термограммы, полученной с помощью МТД. При этом измеренные значения температуры выводятся в отдельное окно на

экране ПК и протоколируются. Пауза между измерениями составляет от 0.125 до 2 с, значения температуры также выводятся в отдельное окно.

5. Лазерный ДД позволяет обеспечить повторяемость условий тепловой съемки путем точного измерения расстояния до объекта, а также предоставляет информацию о текущем размере пикселя теплового изображения и, соответственно, об анатомических (геометрических) размерах зоны интереса.

Для обеспечения работы тепловизора и обработки получаемых термограмм разработано специализированное ПО – программа для ЭВМ "TermoLabs" [3].

Основные функции, реализуемые ПО "TermoLabs":

- получение тепловизионных изображений и выбор частоты регистрации термограмм (кадров теплового изображения) от 0.5 до 8 Гц;
- вывод на экран ПК одновременно теплового и видеоизображения диагностируемого участка;
- выделение на термограмме любого пикселя теплового изображения с указанием его координат и температуры (рис. 4). На рис. 4 представлен скриншот рабочего окна ПО "TermoLabs" с экрана ПК тепловизора. Слева выведена термограмма пальцев кисти. Крестиком отмечен выделенный пиксель теплового изображения, соответствующий лазерной

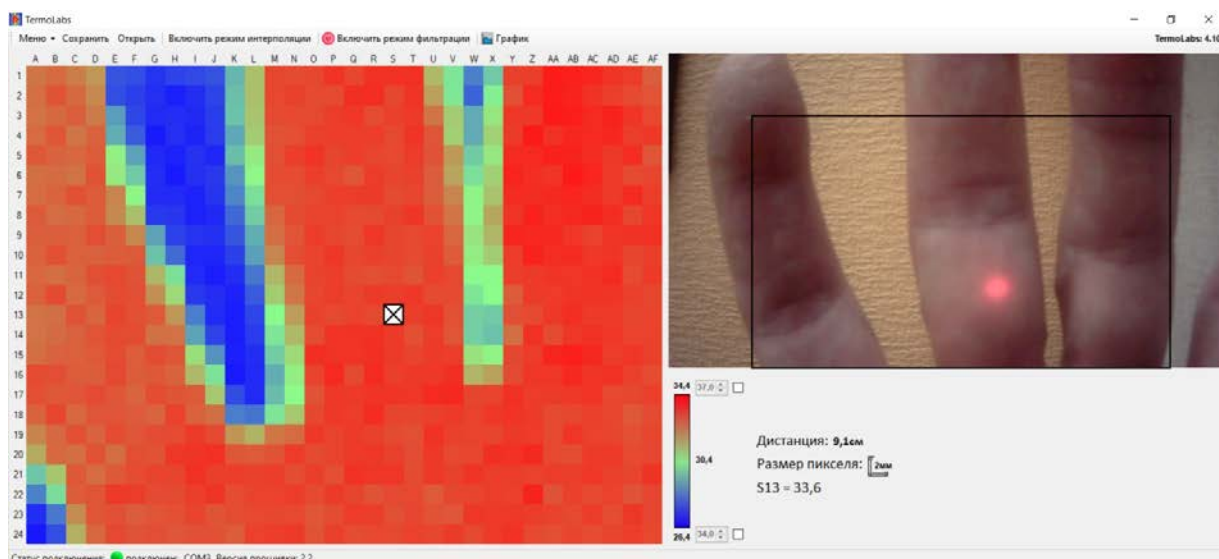


Рис. 4. Скриншот рабочего окна ПО "TermoLabs"

Fig. 4. Screenshot of the working window of the TermoLabs software

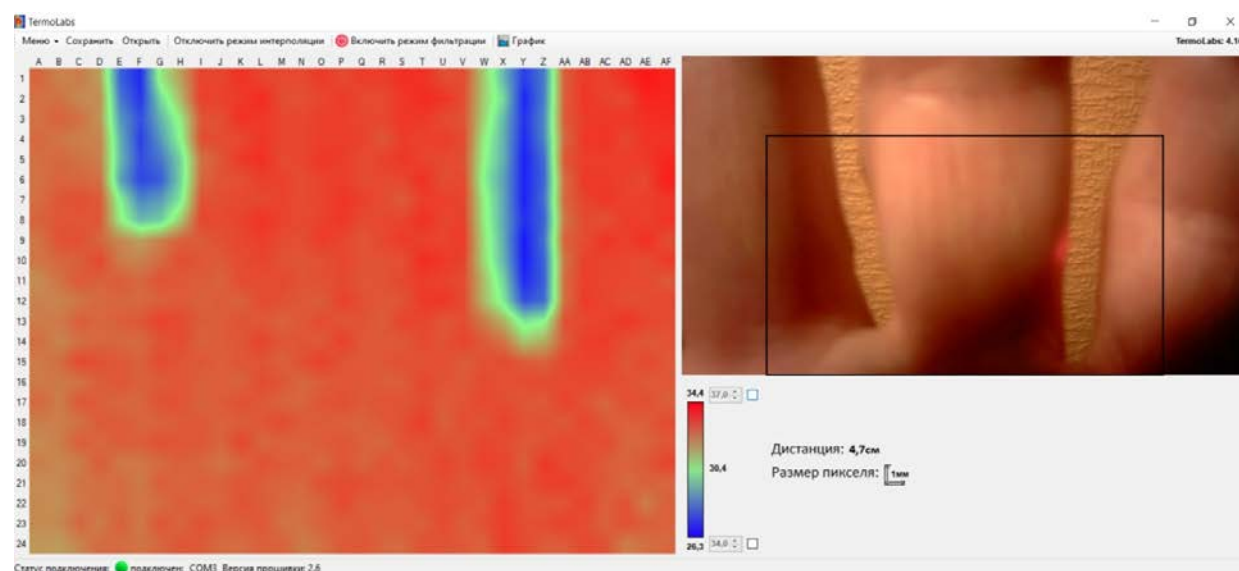


Рис. 5. Скриншот рабочего окна ПО "TermoLabs". Режим интерполяции

Fig. 5. Screenshot of the working window of the TermoLabs software

метке на видеоизображении одного из пальцев (справа). Ряд цифр (от 1 до 24) по вертикали термограммы, а также ряд букв (от A до AF) по горизонтали термограммы соответствуют формату МТД – 24 пикселя по вертикали и 32 пикселя по горизонтали. Это позволяет определить координаты любого пикселя на тепловом изображении диагностируемого участка путем наложения на него координатной сетки в формате *.xls. Черной рамкой на видеоизображении кисти отмечена область термографирования с лазерной меткой. На свободном поле справа указаны дистанция (расстояние) до точки измерения (9.1 см), соответствующий

этому расстоянию размер пикселя теплового изображения (2 мм), его координаты (S13) и температура (+33.6 °C), а также цветовая шкала температур с указанием автоматически заданного диапазона измеряемой температуры (+26.4...+34.4 °C) и средней температуры в диапазоне (+30.4 °C);

– суммирование до 10 кадров теплового изображения с усреднением температуры соседних пикселей с заданным в процентах отклонением (рис. 5). На рис. 5 слева выведена термограмма участка кисти в режиме интерполяции; пиксельная (дискретная) структура теплового изображения максимальна сглажена;

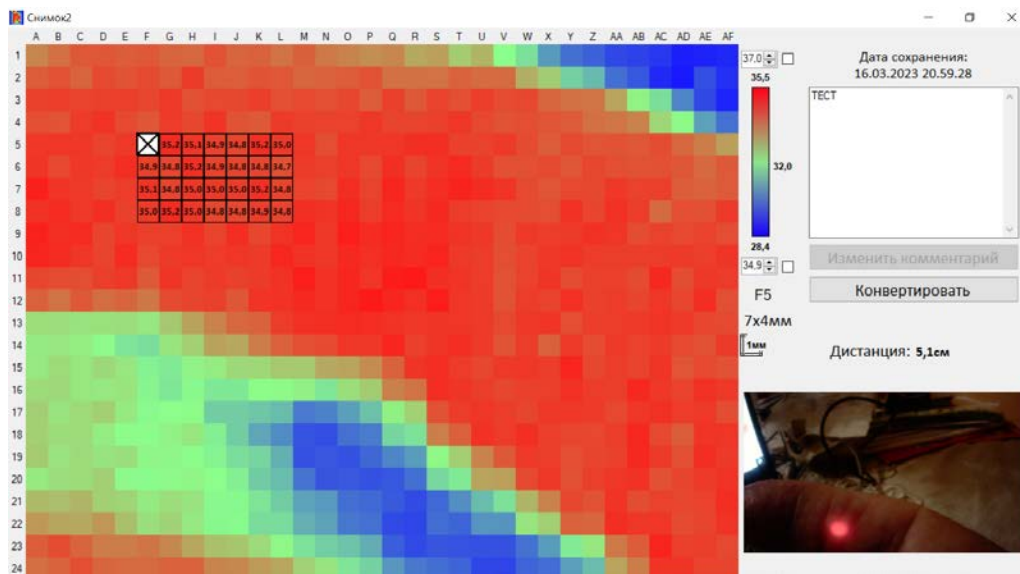


Рис. 6. Скриншот рабочего окна ПО "ТермоЛабс". Выделение цветом на термограмме зоны интереса

Fig. 6. Screenshot of the TernoLabs software working window.
Highlighting an area of interest in a thermogram

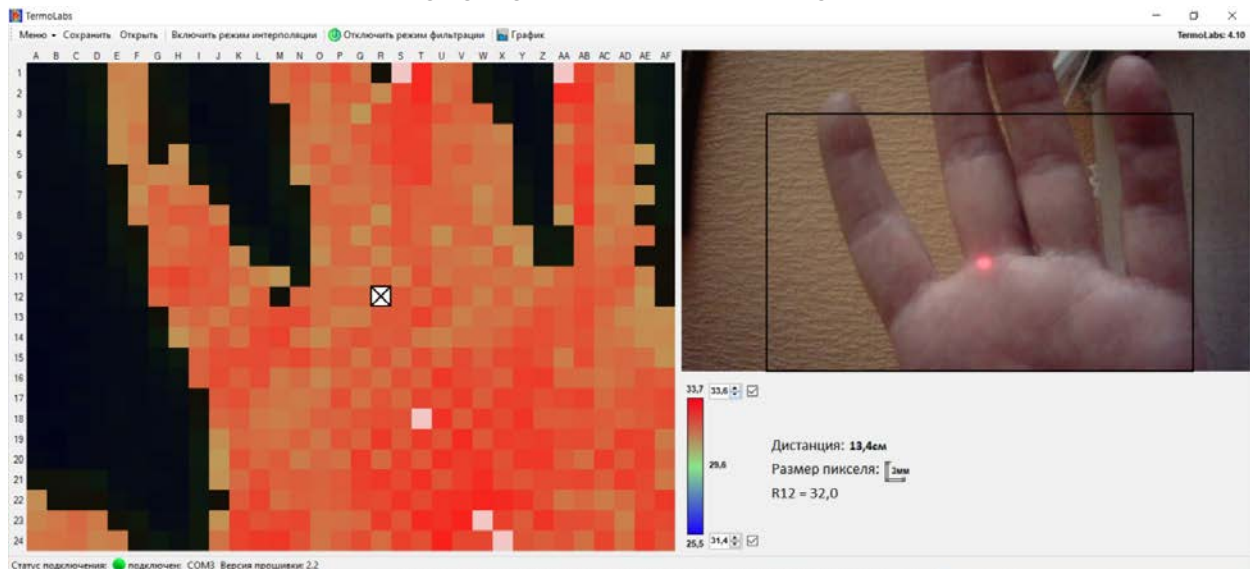


Рис. 7. Скриншот рабочего окна ПО "ТермоЛабс". Выделение интересующего температурного диапазона

Fig. 7. Screenshot of the working window of the TernoLabs software. Selecting the temperature range of interest

– выделение цветом на термограмме зоны интереса с точностью до одного пикселя теплового изображения и с определением его размеров в миллиметрах (рис. 6). На рис. 6 слева выведена термограмма участка кисти. Крестиком отмечен пиксель теплового изображения (координаты F5), соответствующий лазерной метке на видеоизображении этого участка (справа), и попиксельная матрица зоны интереса на тепловом изображении с указанием температуры в каждом пикселе. Справа указаны размеры зоны интереса в миллиметрах (7×4) и свободное поле "ТЕСТ" для занесения

комментариев. Над этим полем указана дата их сохранения;

– выделение цветом интересующего температурного диапазона (рис. 7). На рис. 7 справа от цветовой шкалы в нижней рамке указана нижняя граница ($+31.4^\circ\text{C}$), в верхней рамке – верхняя граница ($+33.6^\circ\text{C}$) интересующего температурного диапазона. Конкретные значения температуры задаются вручную – нажатием на символ ☒. В этом случае участки термограммы ладони, температура которых ниже $+31.4^\circ\text{C}$, окрашены черным цветом, а участки, температура которых выше $+33.6^\circ\text{C}$, – розовым;

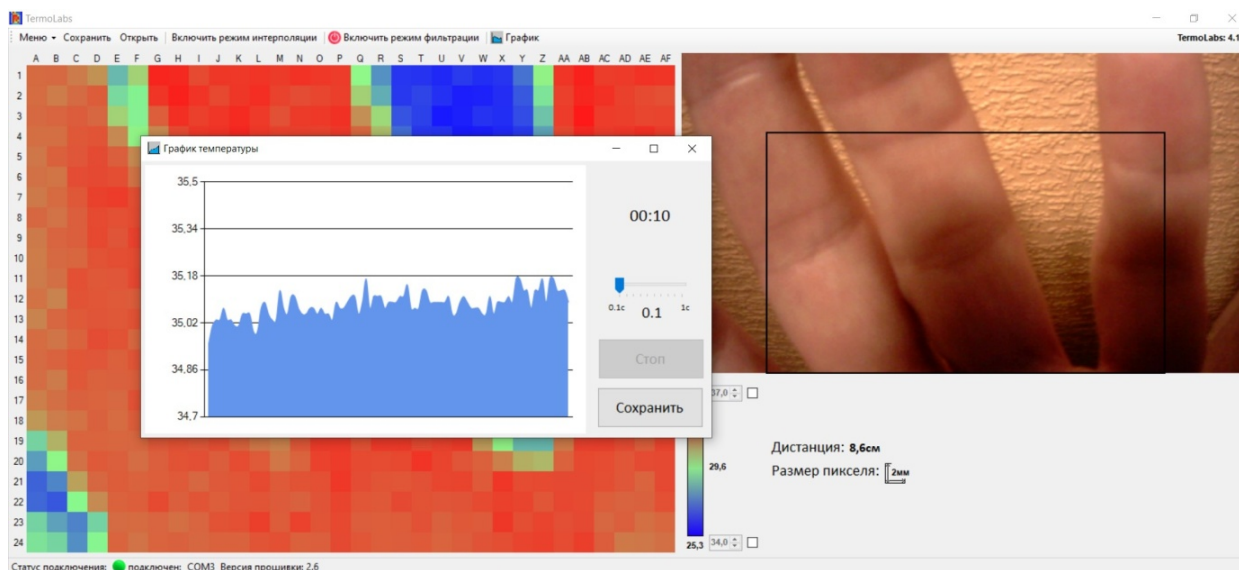


Рис. 8. Скриншот рабочего окна ПО "ТермоЛэбс". Отображение на экране ПК фиксируемого изменения температуры

Fig. 8. Screenshot of the working window of the TernoLabs software. Displaying recorded temperature changes on the PC screen

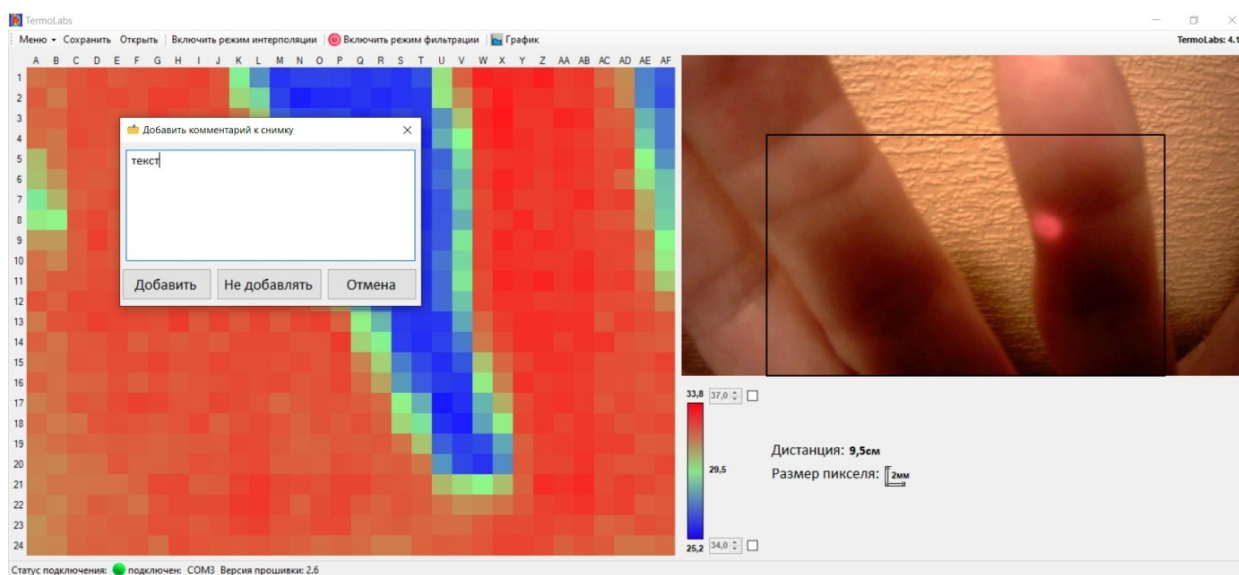


Рис. 9. Скриншот рабочего окна ПО "ТермоЛэбс". Комментарий информации по тепловизорграмме

Fig. 9. Screenshot of the working window of the TernoLabs software. Commentary on thermal imaging data

- отображение текущего размера пикселя теплового изображения;
- отображение на экране ПК фиксируемого изменения температуры (рис. 8). На рис. 8 слева выведено поле "График температуры", на котором зафиксированы результаты непрерывного по времени дискретного измерения температуры с помощью ТТД. Пауза между отдельными дискретными измерениями задается движком в диапазоне 0.1...1 с. В данном случае она составляет 0.1 с. Над движком отображается текущее время измерения;
- сохранение измеренных значений темпе-

ратуры в памяти ПК в заданных точках за установленное время;

- выведение на экран ПК видеоизображения участка объекта, по размерам совпадающего с тепловым изображением этого участка, с целью комментирования сохраненной информации (рис. 9). На рис. 9 слева выведено поле "Добавить комментарий к снимку" для занесения комментариев по результатам измерений температуры в пределах черной рамки на выделенном участке термографирования (справа).

В целом методика применения тепловизора предполагает:

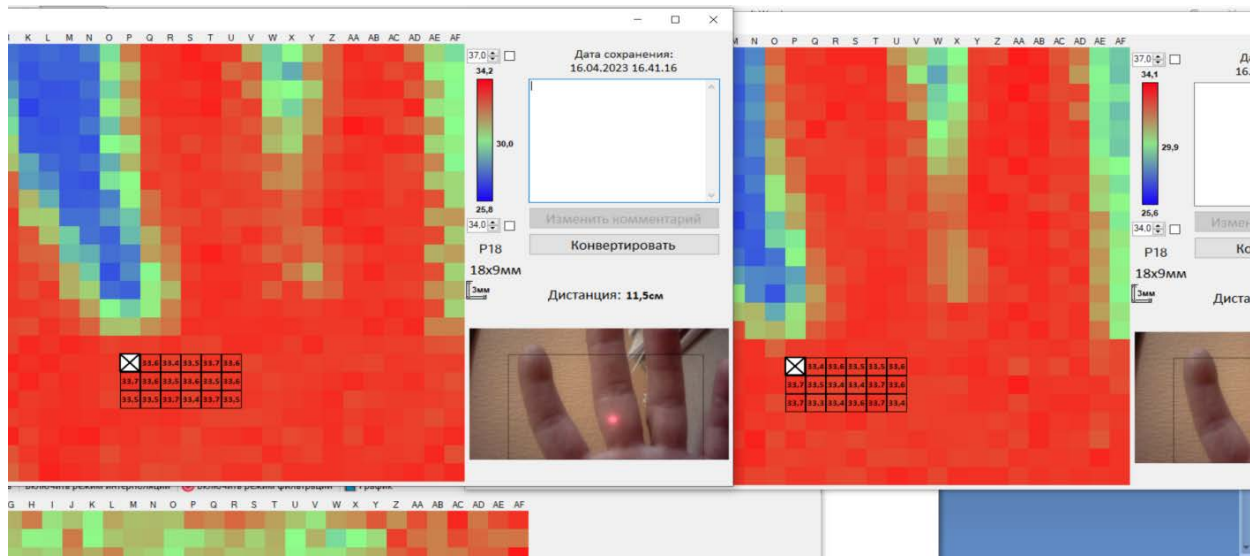


Рис. 10. Скриншот рабочего окна ПО "TermoLabs". Режим "Два окна"

Fig. 10. Screenshot of the TermoLabs software working window. "Two windows" mode

– для изучения статических источников тепла суммирование до 10 кадров теплового изображения при выбранной частоте регистрации;

– для изучения динамических тепловых процессов в реальном времени регистрирование серии термограмм за время нажатия кнопки фиксации с выбранной частотой регистрации.

Сохраненные в памяти ПК термограммы могут анализироваться в режиме двух окон на экране ПК (рис. 10).

Для удобства анализа, как уже отмечалось,

на термограмму может быть наложена в качестве координатной сетки матрица с указанием координат каждого пикселя сетки и его температуры (рис. 11).

Разработанное ПО ТВС-2 предоставляет возможность конвертирования тепловизионной информации, полученной с помощью МТД и ТТД, в формат *.xls для последующей статистической обработки (рис. 11).

Так, в тепловизионной матрице можно по строке или столбцу построить гистограмму

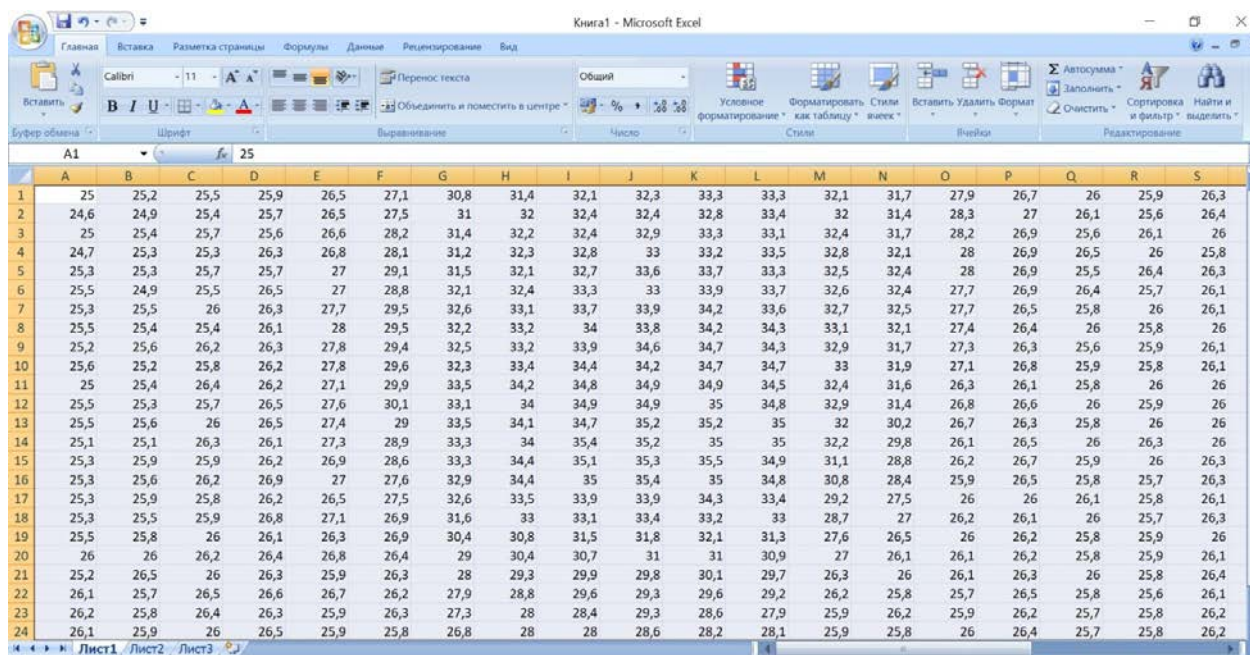


Рис. 11. Тепловизионная матрица в формате *.xls

Fig. 11. Thermal imaging matrix in *.xls format

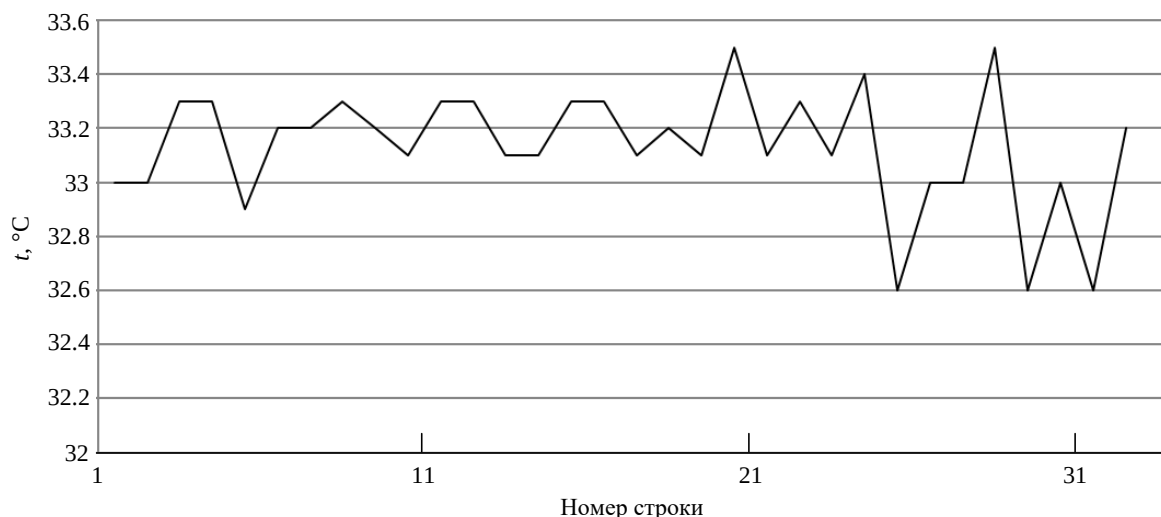


Рис. 12. Гистограмма распределения температуры по строке МТД

Fig. 12. Histogram of temperature distribution along the MTD line

распределения температуры и соотнести ее с предыдущей (исходной), сохраненной тепловизиограммой, пиксели которой тоже были представлены в координатах таблицы (рис. 12).

Точечный прецизионный датчик позволяет выполнить измерения температуры с большой точностью (0.02°C) и высокой скоростью (0.1 с). На рис. 12 в матрице выделена строка 11, по данным которой построена гистограмма попиксельного распределения температуры участка термографируемой поверхности в этом ряду.

На рис. 13 в виде графика представлены результаты прецизионного измерения температуры в центре лба добровольца с помощью ТТД.

Точность измерения составляет 0.02°C . Разница между отдельными измерениями – 0.01 с . Время измерения – 72 с . Расстояние от ТТД до

поверхности лба – 0.5 см и вычисленный диаметр точки, в которой измеряется температура – 0.1 см .

Матричные тепловизоры используются для оценки пульса [11]. Однако получение основных характеристик пульсовой волны требует достаточно сложной математической обработки полученных температурных данных [12–15]. Прецизионные измерения температуры тела пациента в динамике с помощью ТТД тепловизора ТВС-2 позволяют зафиксировать изменения температуры в момент прохождения пульсовой волны по артерии. Таким образом, возможно определить скорость кровотока прямым измерением (рис. 14). На рис. 14 представлен график изменения температуры над лучевой артерией на запястье руки добровольца. Пульс, оцененный по частоте температурных выбросов за время измере-

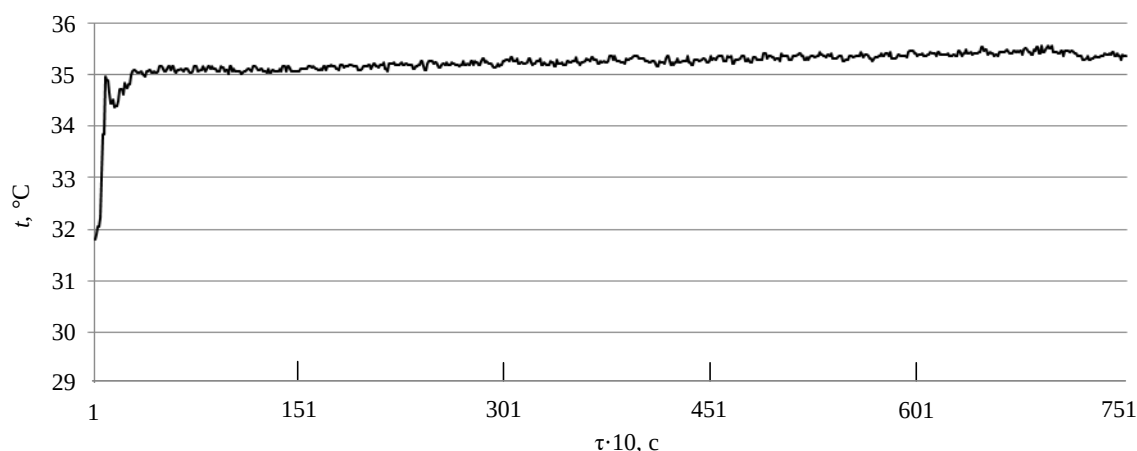


Рис. 13. Прецизионное измерение температуры с помощью ТТД

Fig. 13. Precise temperature measurement with TTD

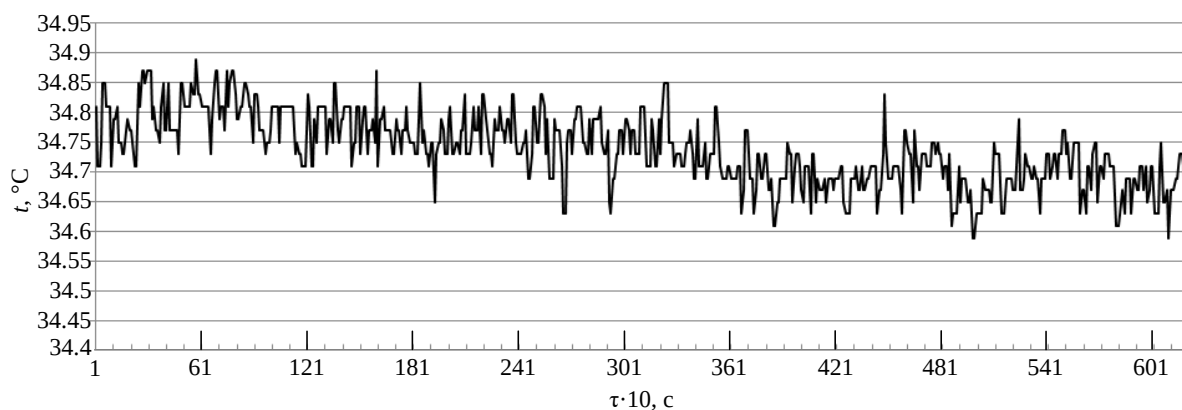


Рис. 14. Измерение пульса с помощью ТТД

Fig. 14. Pulse measurement using TTD

ния 62 с, составляет 81 уд./мин.

Испытания действующего макета тепловизора ТВС-2 были проведены в нескольких лечебно-профилактических учреждениях Санкт-Петербурга, в том числе ПСПбГМУ им. акад. И. П. Павлова, НГУ им. П. Ф. Лесгафта и ВМА им. С. М. Кирова и показали его широкие функциональные возможности. Так, в НГУ им. П. Ф. Лесгафта ТВС-2 был использован при разработке методик определения степени подготовленности (квалификации) спортсменов в результате соответствующих тренировок. Специалисты ожогового центра ВМА им. С. М. Кирова успешно использовали макет тепловизора для изучения температурного поля в области предполагаемого некроза тканей с целью определения глубины ожогов или отморожений.

Выводы. В результате комплексных технических и медицинских исследований разработан первый отечественный многофункциональный тепловизионный комплекс в составе тепловизора ТВС-2, ПК и оригинального ПО для медицинской диагностики.

Комплекс обладает широкими функциональными возможностями и обеспечивает:

- регистрацию теплового и видеоизображения участка поверхности тела пациента с указанием температуры в каждом пикселе изображения;
- выделение на тепловом изображении участка зоны интереса с аномальными значениями температуры и ее подробное исследова-

ние путем задания диапазона температур для каждого пикселя изображения этой зоны;

- выведение на экран графика изменения температуры в точке интереса в реальном масштабе времени и с сохранением информации в таблице в формате *.xls;

- отображение на экране ПК одновременно нескольких последовательно полученных тепловых изображений для их анализа в динамике;

- занесение в память ПК и протоколирование всей необходимой информации о выполненном исследовании, включая ФИО пациента, время и дату, тепловые и видеоизображения, а также расстояние до диагностируемого участка, с соответствующими комментариями специалиста;

- представление результатов попиксельного измерения температуры зоны интереса в таблице в формате *.xls для их последующей статистической обработки.

Заключение. Предварительные испытания отечественного тепловизора ТВС-2 подтвердили его широкие функциональные возможности, в первую очередь получение точных количественных температурных характеристик тепловых процессов в статике и динамике. Простота эксплуатации по сравнению с импортными аналогами и отсутствие специальных требований к медперсоналу позволяют рассматривать его как эффективное и доступное средство исследования тепловых процессов в теле пациента, включая скрининговые исследования на первичном приеме.

Список литературы

1. Руководство по применению фирмы Flir. 2015. URL: <https://propribory.ru/static/upl/15-11-2019/uXmcDnOeRKyKUyiK/flir-e4-e5-e6-e8-e5xt-e6xt-e8xt->

manual.pdf?ysclid=m2cbmv2rld295973901 (дата обращения 16.10.2024)

2. Тепловидение в медицине: сравнительная оценка

инфракрасных систем диапазонов длин волн 3–5 и 8–12 мкм для диагностических целей / Г. Р. Иваницкий, Е. П. Хижняк, А. А. Деев, Л. Н. Хижняк // Докл. Академии наук. 2006. Т. 407, № 2. С. 258–262.

3. Место и роль дистанционной инфракрасной термографии среди современных диагностических методов / Ю. П. Дехтярев, В. И. Нечипорук, С. А. Мироненко, И. С. Ковальчук, Е. Ф. Венгер, В. И. Дунаевский, В. И. Котовский // Электроника и связь. Тематический вып. "Электроника и нанотехнологии". 2010. № 2. С. 192–196.

4. Методики и аппаратура неинвазивной оптической тканевой оксиметрии / А. И. Афанасьев, Д. А. Рогаткин, А. А. Сергиенко, В. И. Шумский // Материалы XXVI школы по когерентной оптике и голографии / под ред. проф. А. Н. Малова. Иркутск: Папирус, 2008. С. 505–513.

5. Возможности медицинского тепловидения в обследовании и лечении пациентов с ожогами / М. Г. Воловик, И. М. Долгов, Ю. В. Карамышев, Ю. А. Лошенко, В. С. Коскин // Медицинский алфавит. 2023. № 22. С. 56–62. doi: 10.33667/2078-5631-2023-22-56-62

6. Вайнер Б. Г. Матричное тепловидение в физиологии: исследование сосудистых реакций, перспирации и терморегуляции у человека. Новосибирск: Изд-во Сиб. отд-ния РАН, 2004. 96 с.

7. Diakides N. A., Bronzino J. D. Medical Infrared Imaging. Boca Raton: CRC Press, 2008. 450 p.

8. Хижняк Л. Н., Хижняк Е. П., Маевский Е. И. Возможность применения миниатюрных инфракрасных камер нового поколения в медицинской диагностике // Вестн. новых медицинских техноло-

гий. 2018. Т. 25, № 4. С. 101–109. doi: 10.24411/1609-2163-2018-16279

9. Murthy R., Pavlidis I., Tsiamyrtzis P. Touchless monitoring of breathing function // Proc. of the 26th IEEE EMBS Annual Intern. Conf., San Francisco, USA, 01–05 Sept. 2004. IEEE, 2004. P. 228–231. doi: 10.1109/IEMBS.2004.1403382

10. Anbar M. Quantitative dynamic telethermometry in medical diagnosis and management. Boca Raton: CRC Press, 1994. 272 p.

11. Sun N., Pavlidis I. Counting heartbeats at a distance // Proc. of the 28th IEEE EMBS Annual Intern. Conf., New York, USA, 30 Aug. –03 Sept. 2006. IEEE, 2006. P. 228–231. doi: 10.1109/IEMBS.2006.260596

12. StressCam: non-contact measurements of users' emotional states through thermal imaging / C. A. Puri, L. Olson, I. Pavlidis, J. Levine, J. Starren // Conf. for computer–human interaction (CHI), Portland, Oregon, USA, 2–7 Apr. 2005. P. 1725–1728. doi: 10.1145/1056808.1057007

13. Pavlidis I., Levine J. Monitoring of periorbital blood flow rate through thermal image analysis and its applications to polygraph testing // Conf. Proc. of the 23rd Annual Intern. Conf. of the IEEE Eng. in Medicine and Biology Society. Istanbul, Turkey, 25–28 Oct. 2001. IEEE, 2001. Vol. 3. P. 2826–2829. doi: 10.1109/IEMBS.2001.1017374

14. Stroop J. R. Studies of interference in serial verbal reactions // J. of Experimental Psychology. 1992. Vol. 121, iss. 1. P. 15–23. doi: 10.1037/0096-3445.121.1.15

15. Воловик М. Г., Долгов И. М. Современные возможности и перспективы развития медицинского тепловидения // Медицинский алфавит. 2018. Т. 3, № 25. С. 45–51.

Информация об авторах

Потрахов Николай Николаевич – доктор технических наук (2009), доцент (2021), заведующий кафедрой электронных приборов и устройств Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина). Автор более 100 научных работ. Сфера научных интересов – методики применения рентгеновского излучения в различных областях и технические средства для их реализации.

Адрес: Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина), ул. Профессора Попова, д. 5 Ф, Санкт-Петербург, 197022, Россия

E-mail: nnpotrahov@etu.ru

<https://orcid.org/0000-0001-8806-0603>

Ростачев Сергей Александрович – специалист по направлению "Физика" (1976, Уральский государственный университет им. А. М. Горького), инженер кафедры электронных приборов и устройств Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина). Автор девяти научных публикаций. Сфера научных интересов – специалист в области разработки методик применения тепловизионных комплексов для целей медицинской диагностики.

Адрес: Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина), ул. Профессора Попова, д. 5 Ф, Санкт-Петербург, 197022, Россия

E-mail: rsaserge@yandex.ru

<https://orcid.org/0000-0002-3377-3179>

Ладожская-Гапеенко Екатерина Евгеньевна – кандидат медицинских наук (2023), младший научный сотрудник НКЦ анестезиологии и реаниматологии, анестезиолог-реаниматолог АиР № 2 Первого Санкт-Петербургского государственного медицинского университета им. акад. И. П. Павлова. Автор 9 патентов на изобретение. Сфера научных интересов – вопросы диагностики состояния микроциркуляции у пациентов в критическом состоянии, разработка методов улучшения системного микрокровотока.

Адрес: Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет им. акад. И. П. Павлова, ул. Льва Толстого, д. 6/8, Санкт-Петербург, 197022, Россия

E-mail: ulfkote@mail.ru

<https://orcid.org/0000-0002-6084-7030>

Гук Карина Константиновна – кандидат технических наук (2016), доцент кафедры электронных приборов и устройств Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина). Автор более 40 научных работ. Сфера научных интересов – методики применения рентгеновского излучения в различных областях.

Адрес: Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина), ул. Профессора Попова, д. 5 Ф, Санкт-Петербург, 197022, Россия

E-mail: kkguk@etu.ru

<https://orcid.org/0000-0002-4968-7857>

References

1. Flir User Manual. Available at: <https://propribory.ru/static/upl/15-11-2019/uXmcDnOeRKYKUyIK/flir-e4-e5-e6-e8-e5xt-e6xt-e8xt-manual.pdf?ysclid=m2cbmv2rld295973901> (accessed 16.10.2024)
2. Ivanitsky G. R., Khizhnyak E. P., Deev A. A., Khizhnyak L. N. Thermal Imaging in Medicine: A Comparative Study of Infrared Systems Operating in Wavelength Ranges of 3–5 and 8–12 μm as Applied to Diagnosis. *Doklady Biochemistry and Biophysics*. 2006, vol. 407, pp. 59–63. doi: 10.1134/S1607672906020049
3. Dehtjarev Yu. P., Nechiporuk V. I., Mironenko S. A., Koval'chuk I. S., Venger E. F., Dunaevskij V. I., Kotovskij V. I. Mesto i rol' distancionnoj infrakrasnoj termografii sredi sovremennyh diagnosticheskikh metodov [The Place and Role of Remote Infrared Thermography Among Modern Diagnostic Methods]. *Elektronika i svjaz'. Tematicheskij vypusk "Elektronika i nanotehnologii"*. 2010, no. 2, pp. 192–196. (In Russ.)
4. Afanas'ev A. I., Rogatkin D. A., Sergienko A. A., Shumskii V. I. *Metodiki i apparatura neinvazivnoi opticheskoi tkanevoi oksimetrii* [Methods and Equipment for Non-Invasive Optical Tissue Oximetry]. Ed. by Prof. A. N. Malov. Proc. of the XXVI School on Coherent Optics and Holography. Irkutsk, Papyrus, 2008, pp. 505–513. (In Russ.)
5. Volovik M. G., Dolgov I. M., Karamyshev Yu. V., Loshenko I. A., Koskin V. S. Medical Thermography as a Method to Assessment of Burn Depth and Treatment Effectiveness in Patients with Burn Injury. *Medical Alphabet*. 2023, no. 22, pp. 56–62. (In Russ.) doi: 10.33667/2078-5631-2023-22-56-62
6. Vajner B. G. *Matrichnoe teplovidenie v fiziologii: issledovanie sosudistyh reakcij, perspiracii i termoreguljacii u cheloveka* [Matrix Thermal Imaging in Physiology: Study of Vascular Reactions, Perspiration and Thermoregulation in Humans]. Novosibirsk, Izd-vo Sib. otd. RAN, 2004, 96 p. (In Russ.)
7. Diakides N. A., Bronzino J. D. *Medical Infrared Imaging*. Boca Raton, CRC Press, 2008, 450 p.
8. Khizhnyak L. N., Khizhnyak E. P., Maevsky E. I. The Possibilities of Using Miniature Infrared Cameras a New Generation for Medical Diagnostics. *J. of New Medical Technologies* 2018, vol. 25, no. 4, pp. 101 – 109. doi: 10.24411/1609-2163-2018-16279 (In Russ.)
9. Murthy R., Pavlidis I., Tsiamyrtzis P. Touchless Monitoring of Breathing Function. Proc. of the 26th IEEE EMBS Annual Intern. Conf., San Francisco, USA. 01–05 Sept. 2004. IEEE, 2004, pp. 228–231. doi: 10.1109/IEMBS.2004.1403382
10. Anbar M. Quantitative Dynamic Telethermometry in Medical Diagnosis And Management. Boca Raton, CRC Press, 1994, 272 p.
11. Sun N., Pavlidis I. Counting Heartbeats at a Distance. Proc. of the 28th IEEE EMBS Annual Intern. Conf., New York, USA. 30 Aug. –03 Sept. 2006. IEEE, 2006, pp. 228–231. doi: 10.1109/IEMBS.2006.260596
12. Puri C. A., Olson L., Pavlidis I., Levine J., Starren J. StressCam: Non-Contact Measurements of Users' Emotional States through Thermal Imaging. Conf. for Computer–Human Interaction (CHI), Portland, Oregon, USA. 2–7 Apr. 2005, pp. 1725–1728. doi: 10.1145/1056808.1057007
13. Pavlidis I., Levine J. Monitoring of Periorbital Blood Flow Rate Through Thermal Image Analysis and Its Applications to Polygraph Testing. Conf. Proc. of the 23rd Annual Intern. Conf. of the IEEE Eng. in Medicine and Biology Society. Istanbul, Turkey. 25–28 Oct. 2001. IEEE, 2001, vol. 3, pp. 2826–2829. doi: 10.1109/IEMBS.2001.1017374
14. Stroop J. R. Studies of Interference in Serial Verbal Reactions. *J. of Experimental Psychology*. 1992, vol. 121, iss. 1, pp. 15–23. doi: 10.1037/0096-3445.121.1.15
15. Volovik M. G., Dolgov I. M. Current Status and Perspectives for the Development of Medical Thermal Imaging. *Medical Alphabet*. 2018, vol. 3, no. 25, pp. 45–51. (In Russ.)

Information about the authors

Potrakhov Nikolay Nikolaevich – Dr Sci. (2009), Head of the Department of Electronic Instruments and Devices of Saint Petersburg Electrotechnical University. The author of more than 100 scientific publications. Area of expertise: methods of using x-ray radiation in various fields and technical means for their implementation.

Address: Saint Petersburg Electrotechnical University, 5 F, Professor Popov St., St Petersburg 197022, Russia

E-mail: nnpotrakhov@etu.ru

<https://orcid.org/0000-0001-8806-0603>

Rostachev Sergey Aleksandrovich – Specialist in physics (1976, Ural State University), Engineer of the Department of Electronic Instruments and Devices of Saint Petersburg Electrotechnical University. The author of 9 scientific publications. Area of expertise: specialist in the development of methods for using thermal imaging systems for medical diagnostic purposes. Address: Saint Petersburg Electrotechnical University, 5 F, Professor Popov St., St Petersburg 197022, Russia
E-mail: rsaserge@yandex.ru
<https://orcid.org/0000-0002-3377-3179>

Ekaterina E. Ladozhskaya-Gapeenko, Cand. Sci. (Med.) (2023), Junior Researcher of Scientific and Clinical Center of Anesthesiology and Resuscitation, Anesthesiologist-Resuscitator of the A&R Department no. 2 of the Academician I. P. Pavlov First Saint Petersburg State Medical University. Author of 9 patents for invention. Research interests include issues of diagnosing the state of microcirculation in critically ill patients, and developing methods to improve systemic microcirculation.
Address: Academician I. P. Pavlov First Saint Petersburg State Medical University, 6/8, Lev Tolstoy St., St Petersburg 197022, Russia
E-mail: ulfkote@mail.ru
<https://orcid.org/0000-0002-6084-7030>

Guk Karina Konstantinovna – Cand. Sci. (2016), Associate Professor of the Department of Electronic Instruments and Devices of Saint Petersburg Electrotechnical University. The author of more than 40 scientific publications. Area of expertise: methods of using x-ray radiation in various fields.
Address: Saint Petersburg Electrotechnical University, 5 F, Professor Popov St., St Petersburg 197022, Russia
E-mail: kkguk@etu.ru
<https://orcid.org/0000-0002-4968-7857>
