

Бесконтактная регистрация функции дыхания на основе анализа ИК-ТГц-изображений лица человека

Е.Е. Берловская¹, О.П. Черкасова^{2,3}, И.А. Ожередов^{1,3,4}, Т.В. Адамович⁵, Е.С. Исайчев⁵, С.А. Исайчев⁵,
А.М. Макуренков¹, А.Н. Вараксин⁶, С.Б. Гатилов⁶, Н.И. Куренков⁶, А.М. Черноризов⁴, А.П. Шкуринов^{1,3}

¹ Физический факультет, МГУ имени М.В. Ломоносова, Москва, Россия,

² Институт лазерной физики СО РАН, Новосибирск, Россия,

³ Институт проблем лазерных и информационных технологий РАН –
Филиал ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН, Московская область, Шатура, Россия,

⁴ Пензенский государственный университет, Пенза, Россия

⁵ Факультет психологии, МГУ имени М.В. Ломоносова, Москва, Россия,

⁶ Научно-исследовательский центр распознавания образов (ЗАО), Москва, Россия

Аннотация

В работе предложен новый подход к бесконтактной регистрации функции дыхания на основе анализа инфракрасно-терагерцовых изображений лица человека, последовательность которых позволяет визуализировать процессы, происходящие во время дыхания. Для получения количественных оценок функции дыхания предложено два способа. Первый – с использованием зонда, реализующего функцию пространственного дифференцирования, обеспечивает высокую чувствительность, но требует повышенной точности совмещения зонда с носовым отверстием и масштабирования в соответствии с ракурсом съемки. Второй – гистограммный способ получения количественных оценок функции внешнего дыхания – инвариантен к масштабу, не требует точного позиционирования, но при этом обладает меньшей чувствительностью. Предложенные способы позволили дистанционно оценить частоту дыхания, которая коррелирует с данными, полученными контактным методом регистрации функции дыхания.

Ключевые слова: инфракрасное изображение, терагерцовое изображение, анализ изображений, инструментальная бесконтактная диагностика, функция дыхания.

Цитирование: Берловская, Е.Е. Бесконтактная регистрация функции дыхания на основе анализа ИК-ТГц-изображений лица человека / Е.Е. Берловская, О.П. Черкасова, И.А. Ожередов, Т.В. Адамович, Е.С. Исайчев, С.А. Исайчев, А.М. Макуренков, А.Н. Вараксин, С.Б. Гатилов, Н.И. Куренков, А.М. Черноризов, А.П. Шкуринов // Компьютерная оптика. – 2020. – Т. 44, № 6. – С. 959-967. – DOI: 10.18287/2412-6179-CO-737.

Citation: Berlovskaya EE, Cherkasova OP, Ozheredov IA, Adamovich TV, Isaychev ES, Isaychev SA, Makurenkov AM, Varaksin AN, Gatilov SB, Kurenkov BI, Chernorizov AM, Shkurinov AP. Non-contact registration of respiration by analysis of IR-THz human face images. Computer Optics 2020; 44(6): 959-967. DOI: 10.18287/2412-6179-CO-737.

Введение

Средства формирования изображений сегодня имеют широкое распространение. В последние годы видение с помощью технических систем инфракрасного (ИК) диапазона стремительно развивается. Это связано с тем обстоятельством, что многочисленные объекты на Земле имеют температуру $T \approx 273 - 320$ К и при описании возможности их регистрации средствами ИК-визуализации часто используется модель излучения абсолютно черного тела. Человек является источником преимущественно ИК-излучения: на излучение с длиной волны до 5 мкм приходится до 1 % всего излучения, с длиной волны от 5 до 9 мкм – 20 %, от 9 до 16 мкм – 30 % и на более длинноволновое излучение – 41 %. Максимальная спектральная плотность при этом соответствует 10 мкм [1]. Основной целью ИК-технологий является обеспечение дистанционного получения изображений в реальном масштабе времени. Терагерцовый (ТГц) диапазон частот

является частью спектра электромагнитного излучения, который расположен между ИК- и микроволновым диапазонами, и до начала 1980-х годов этот диапазон частот носил название дальнего инфракрасного излучения [2, 3]. Границы этого спектрального диапазона точно не определены, но в научном сообществе предполагается, что он ограничен длинами волн от 30 мкм до 3000 мкм [4]. Спектральная чувствительность коммерчески доступных детекторов ИК-диапазона ограничена полосой 7–14 мкм. Таким образом, значительная часть спектра излучения тела человека недоступна для регистрации, но при этом, без сомнения, может нести важную информацию.

ТГц-диапазон может быть определен в терминах эквивалентной температуры T между 1 К и 100 К. Чтобы получить изображение предметов, используются два основных подхода, а именно пассивная и активная визуализация. При активной визуализации используется «подсветка» объекта исследования внешним источником излучения. Несмотря на не-

ионизирующий характер ТГц-волн, вопрос их безопасности для организма человека пока остается открытым [5, 6]. Механизм взаимодействия ТГц-излучения с биологическими системами предполагает, что как интенсивное, так и низкоинтенсивное излучение может вызывать значительные биологические эффекты [7, 8]. Поэтому использование ТГц-«подсветки» для получения изображений человека нежелательно.

При пассивной визуализации изображение формируется из теплового излучения, испускаемого телом проверяемых людей или предметов. Аналогично любому предмету при ненулевой температуре T тело человека излучает некогерентные электромагнитные волны, спектр которых описывается модифицированным законом Планка [1].

На рис. 1 изображен спектр излучения лица человека при $T=305$ К. На этом же графике представлены типичные значения эквивалентной мощности шума матричных приемников на кремниевых микроболометрах, взятые из статьи [9]. Для того чтобы обеспечить регистрацию предполагаемых выше температурных изменений, необходимо, по возможности, группировать пиксели, увеличивать время накопления сигнала, тем самым увеличивать интегральную чувствительность приемника. В наших предварительных работах [10, 11] был предложен новый подход к ТГц-диагностике психоэмоциональных состояний человека, основанный на анализе ТГц-вклада в общий сигнал при одновременной регистрации ИК- и ТГц-излучений (ИК-ТГц-изображение) от лица человека в нормальном состоянии (в покое) и в процессе моделирования стрессогенных ситуаций, отличающихся характером и степенью интенсивности воздействия [10]. Было показано, что с помощью кластерного анализа ИК-ТГц-изображений можно разделить испытуемых на классы в соответствии с типом реакции системы кровообращения в стрессовых условиях: у одних людей стресс усиливает кровоток, а у других это вызывает спазм сосудов и, как следствие, снижение интенсивности кровообращения [11]. Эти результаты находятся в хорошем согласии с данными о двух разных типах ответов организма («симпатических» и «парасимпатических») в стрессовых ситуациях [12, 13]. Было показано, что наблюдается корреляция интенсивности ИК-ТГц-излучения в области лба с кожно-гальванической реакцией (КГР) организма при стрессе, регистрируемой стандартным психофизиологическим методом [14, 15]. Также было показано, что при дыхании испытуемого интенсивность ТГц-вклада в общий ИК-ТГц-сигнал излучения из областей крыльев носа изменяется. Именно разработке алгоритма бесконтактной регистрации ритма дыхания на основе анализа ИК-ТГц-изображений лица человека посвящена данная работа.

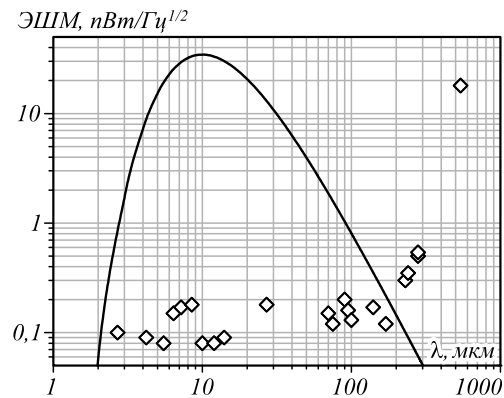


Рис. 1. Спектр излучения лица человека при $T = 305$ °К (черная линия) и типичные значения эквивалентной мощности шума (ЭШМ) матричных приемников на кремниевых микроболометрах (ромбы) по данным [9]

1. Методы регистрации функции дыхания

Внешнее дыхание предусматривает обмен воздухом между окружающей средой и легкими. Атмосферный воздух, насыщенный кислородом, поступает в легкие через ноздри и другие воздухоносные пути во время вдоха. При выдохе альвеолярный воздух, насыщенный углекислым газом, удаляется по тем же путям в окружающую среду. Так как температура окружающего и выдыхаемого воздуха различны, это создает периодический тепловой сигнал в районе ноздрей, который колеблется между высокими (выдох) и низкими (вдох) значениями [16]. Дыхательный цикл характеризуется фазами вдоха, паузы и выдоха. В традиционных исследованиях функции дыхания используют специальные датчики, а именно: датчик натяжения [17], датчики давления и скорости воздушного потока [18], датчики резистентности [19] и акселерометры [20]. Основным недостатком всех перечисленных измерительных устройств является их контакт с человеком, который может сковывать движение, вызывать повреждение кожи либо применяться при полной неподвижности пациента [21]. Дистанционный контроль функции дыхания представляет особенный интерес, так как позволяет вести непрерывный мониторинг физиологического состояния организма без какого-либо контакта с человеком [21, 22]. Описаны методы дистанционной регистрации функции дыхания с помощью ИК-камер, регистрирующих изменение температуры назальной области [23, 24], а также выделяющие фазу выдоха по контрасту полосы поглощения CO_2 , расположенной в диапазоне чувствительности ИК-камеры [25]. Используемый в нашей работе детектор имеет чувствительность в более широкой спектральной полосе по сравнению с ширинами полос поглощения углекислого газа. Это заведомо отличает предложенную методику с использованием ТГц-детектора от ранее использованных ИК-детекторов и может оказаться

принципиально важным при разработке практических приложений.

2. Предлагаемый подход

Регистрация ИК-ТГц-изображений проводилась с использованием детектора на основе матрицы 320×240 микроболометров IR/V-T0831C (NEC, Япония) с макрообъективом IR/V-TL028. Спектральные фильтры при регистрации изображений не использовались, поэтому диапазон чувствительности используемого детектора определяется значениями от 1 до 30 ТГц [26]. При этом минимальная детектируемая мощность данного детектора составляет около 100 пВт на частоте 1 ТГц и 30–50 пВт на частотах от 4 ТГц [27] и выше (в длинах волн – до 10 мкм) [9]. Т.е. в интересующем спектральном диапазоне чувствительность используемой системы детектирования является почти постоянной. Необходимо отметить, что стандартный диапазон чувствительности ИК-камер ограничен диапазоном 3–14 мкм [28]. Таким образом, диапазон чувствительности камеры, используемой в нашем исследовании, имеет достаточно значительную область перекрытия с ИК-камерами. Этот факт очень важен, т.к. наша система детектирования сигнала значительно отличается от других, используемых в более ранних исследованиях, например [29].

Особенностями измерений функции внешнего дыхания с помощью детектора IR/V-T0831C является то, что он формирует плоскую проекцию трехмерной сцены лица, при этом динамика обновления сцены связана с частотой кадровой развертки камеры и составляет 8 Гц, что накладывает дополнительные ограничения на динамику анализа и визуализацию процесса дыхания.

Воздушные потоки при вдохе и воздушные потоки на выдохе всегда происходят на фоне нижней части лица. Данное обстоятельство должно быть учтено при генерации сигнала, характеризующего дыхательный цикл. Вдыхаемый воздух имеет собственную температуру и влажность, соответствующие параметрам окружающей среды. Выдыхаемый воздух формирует две струи, температура и влажность которых (в нашем случае) несколько выше, чем для вдыхаемого воздуха, по крайней мере, для средних широт. При вдохе носовые крылья остывают, а при выдохе нагреваются. Причем, чем ниже температура окружающей среды, тем больше контраст при вдохе и выдохе. Немаловажным является и то, что выдыхаемая струя воздуха будет иметь не только разный контраст в зависимости от окружающей температуры, но и от скорости воздушного потока. Расширенный ИК-ТГц-диапазон (1–30 ТГц) позволяет точно выделить фазу вдоха. Все перечисленные обстоятельства позволяют сформулировать требования к способу обнаружения дыхания по расширенному ИК-ТГц-изображению назальной области. Процедуру, реализующую данный способ, можно назвать программным зондом пространственного дифференцирования или просто зондом.

Существенным ограничением является то, что такой зонд будет чувствителен к вдоху, а выдох и пауза фиксироваться не будут. При этом очевидно, что пауза является функционально значимой в цикле дыхания.

На рис. 2 изображена дискретная последовательность ИК-ТГц-изображений, разнесенных во времени, на которых наглядно представлены фазы дыхательного цикла. Каждое изображение сформировано равномерной сеткой пикселей, которые далее считаем элементами изображения, соответствующими элементарной единице площади.

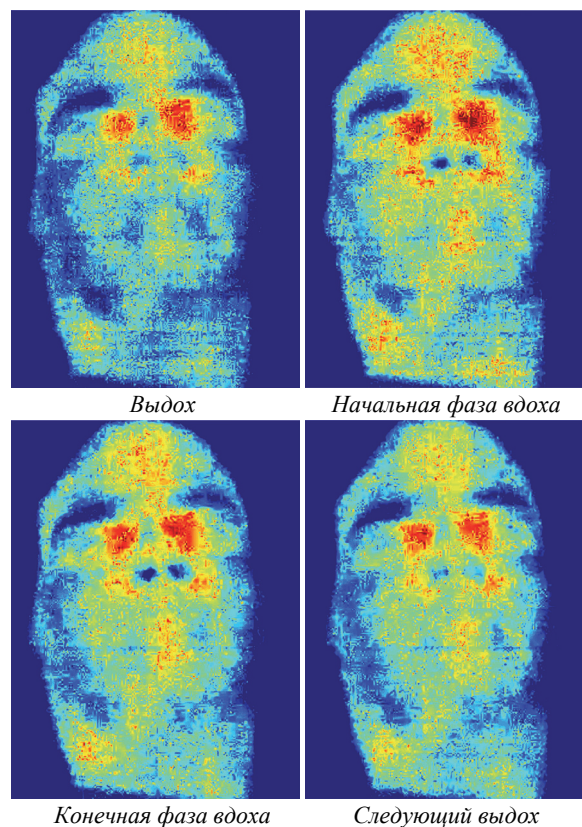


Рис. 2. Фазы дыхательного цикла

Нетрудно заметить, что в начальной и конечной фазе вдоха области ноздрей характеризуются затемнениями, при выдохе же наоборот, область ноздрей светлеет. Как и предполагалось, пауза в дыхательном цикле не обнаруживается, она просто сливается с выдохом. Это обусловлено возможностями используемого детектора IR/V-T0831C, позволяющего фиксировать вдохи, в то время как для фиксации выдохов и пауз контрастной чувствительности камеры недостаточно, что напрямую связано с уровнем собственных шумов детектора и способом организации тракта, обеспечивающего формирование изображений за счет временного накопления.

Экспериментально показано, что максимальные различия происходят в области ноздрей. Поэтому, чтобы получить количественную оценку функции внешнего дыхания, синтезируем зонд, функционирующий в локальной области носа. На рис. 3а приведе-

но исходное ИК-ТГц-изображение лица, а на рис. 3б – изображение лица с двумя установленными зондами.

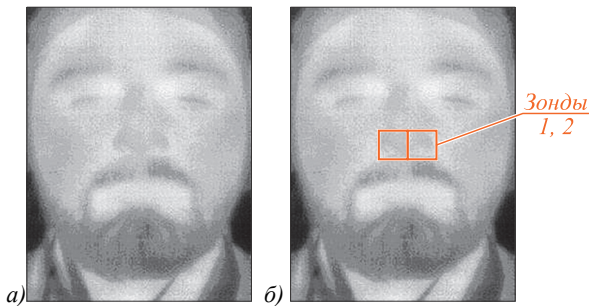


Рис. 3. Исходные ИК-ТГц-изображения лица (а), то же с установленным зондом (б)

2.1. Способ определения функции дыхания с использованием зонда, реализующего функцию пространственного дифференцирования

Для получения количественных оценок изменения функции дыхания синтезируемый зонд должен быть чувствителен не только к интенсивности потока воздуха, но и к его направлению. Поскольку диаграмма направленности выдыхаемой струи воздуха нам неизвестна, да и она меняется от испытуемого к испытуемому в широких пределах, в зависимости от диаметра ноздрей, их поворота относительно центральной оси, а также от расстояния между ноздрями, то целесообразно зонд синтезировать масштабируемым.

Конфигурация, структура и размер зондов однозначно связаны с зоной локализации интереса, которые могут контролировать только воздушный поток на фоне лица или же только области носа. Очевидно, что при контроле области носа на полученную функцию дыхания будет влиять значительное количество факторов, в том числе толщина крыльев носа, скорость потока и его длительность [20]. Мы же ориентированы на контроль воздушного потока, где, конечно же, результаты будут зависеть от температуры окружающей среды и ее влажности. В качестве фоновой поверхности всегда будет выступать область верхней губы и внутренняя поверхность носа. Заметим, что верхняя губа может быть покрыта волосным покровом в виде усов, как показано на рис. 3, а может и не иметь его. Установленные таким образом зонды 1, 2 регистрируют изменения в локальной области независимо друг от друга. Внутренняя структура каждого зонда представлена двумя прямоугольными областями *C* и *P* разного размера, которые вложены одна в другую. Внутренняя структура такого зонда показана на рис. 4.

Внутренняя прямоугольная область *C* располагается непосредственно на отверстии носа, а внешняя прямоугольная область *P* окаймляет внутреннюю и покрывает фоновые участки лица вокруг носового отверстия. Элементы изображения, попадающие в центральную область *C*, суммируются и нормируются к площади этой области A_k .

$$A_k = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n C_i, \tag{1}$$

где *k* – порядковый номер текущего изображения в непрерывной последовательности кадров, *n* – количество элементов изображения в области *C*, а C_i – *i*-й элемент изображения из области *C*. Для окаймляющей области *P*, в свою очередь, элементы изображения, попавшие в нее, так же суммируются и нормируются к площади B_k .

$$B_k = \frac{1}{m} \sum_{j=1}^m P_j, \tag{2}$$

где *m* – количество элементов изображения из области *P*, не принадлежащих области *C*, а P_j – элемент области *P*, не принадлежащий области *C*. Тогда результирующий сигнал $I(t)$ формируется в виде разностей взвешенных интенсивностей (1) и (2) областей *C* и *P*, принадлежащих локальной области *L* *k*-го изображения:

$$I(t) = B_k - A_k, \tag{3}$$

$$t = \frac{k}{8}, \tag{4}$$

где *t* – время в секундах, связанное с порядковым номером изображения частотой кадров, которая в нашем случае составляет 8 Гц.

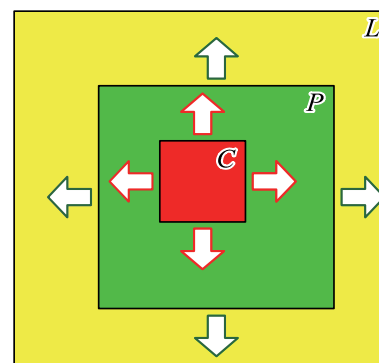


Рис. 4. Внутренняя структура зонда

Такой подход к построению результирующего сигнала $I(t)$ из-за низкого соотношения сигнал/шум ИК-ТГц-изображения двух локальных областей, определяемых областями *C* и *P* ($C \subset P$), формирует сигнал низкой амплитуды, который для дальнейшей обработки с целью достоверного выделения значимых параметров нецелесообразно.

Для получения более информативного результирующего сигнала $R(t)$ предлагается синтезировать специальное ядро пространственного дифференцирования (ЯПД):

$$J = \alpha J_c + \beta J_p, \tag{5}$$

имеющее максимально возможную дисперсию среди всех линейных комбинаций двух ядер J_c и J_p , определяемых соответствующими локальными областями *C*

и P , при перемещении в локальной области L [30]. Стоит отметить, что ЯПД – это набор таких весовых коэффициентов α и β , совпадающих по количеству элементов с подматрицами C и P соответственно, что их сумма равна нулю. Это означает, что результат их применения к любой однородной области есть ноль. Поскольку размеры подматриц C и P одинаковы (практически реализуется посредством добавления нулевых строк и столбцов в соответствующие места), то любая линейная комбинация ЯПД будет также ядром пространственного дифференцирования. Очевидно, выбирать коэффициенты указанной линейной комбинации надо таким образом, чтобы соответствующий результат свертки, определяющий сигнал $R(t)$, имел максимальную дисперсию среди всех указанных линейных комбинаций ЯПД. Заметим, что выбор нормировки коэффициентов линейной комбинации не критичен, а значит, можно выбрать любую. Выберем ту, которая приводит к единице сумму их квадратов.

Таким образом, мы приходим к следующей оптимизационной задаче. Пусть J_c и J_p – ЯПД, соответствующие выбранным локальным областям C и P ($C \subset P$) и обеспечивающие инвариантность к повороту. Необходимо определить такую их линейную комбинацию согласно уравнению (5), чтобы дисперсия результатов свертки ядра к области была максимальна:

$$\begin{cases} D(\alpha J_c + \beta J_p, P) \rightarrow \max \\ \alpha^2 + \beta^2 = 1 \end{cases} \quad (6)$$

Легко заметить, что решение этой задачи сводится к нахождению первой главной компоненты симметричной матрицы Q , построенной на результатах свертки:

$$Q = \begin{pmatrix} q_{11} & q_{12} \\ q_{21} & q_{22} \end{pmatrix},$$

$$q_{11} = S_p([J_c(P)]^T J_c(P)); \quad (7)$$

$$q_{12} = q_{21} = S_p([J_c(P)]^T J_p(P));$$

$$q_{22} = S_p([J_p(P)]^T J_c(P)).$$

Здесь $S_p(Z)$ – след квадратной матрицы Z .

Таким образом, процедура получения сигнала в общем случае может быть сведена к свертке локальной области входного изображения с ядром специального вида, полученного на основе синтеза двух ЯПД J_c и J_p , первое из которых контрастирует область C , а второе – область P . В общем случае результатом свертки является вектор $V = (v_1, v_2, \dots, v_n)$, каждая компонента v_j которого есть числовое значение, характеризующее контрастные изменения амплитуд в окрестности, определяемые размерами ядра согласно уравнению (5). Тогда наиболее простым способом построения результирующего сигнала $R(t)$ является определение такого числового значения, которое минимизирует сумму квадратов

$$\sum_{i=1}^n (v_i - R(t))^2 \rightarrow \min_{R(t)}. \quad (8)$$

Решение этой задачи достигается на среднем значении, тогда

$$R(t) = \frac{1}{n} \left(\sum_{i=1}^n v_i \right). \quad (9)$$

Вид изменения во времени сигнала зонда с использованием ЯПД приведен на рис. 5.

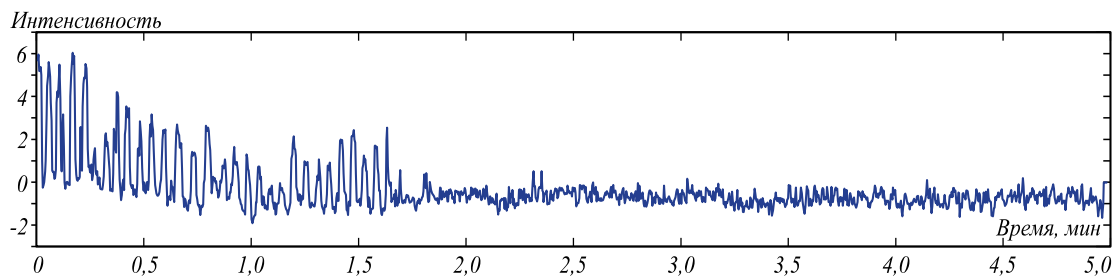


Рис. 5. Вид выходного сигнала R , сформированного зондом по методу ЯПД

График отображает результат последовательного размещения зонда сначала в области носового отверстия (до 1,7 минуты) и далее на крыльях носа и щеке. Как видно из рис. 5, при расположении зонда в области носового отверстия отчетливо прослеживаются циклы дыхания, а при исключении носового отверстия данный сигнал отсутствует. Стоит отметить, что амплитуда дыхательных циклов зависит от точности совмещения зонда с носовым отверстием, причем в случае задержки дыхания сигнал дыхательных циклов зондом не формируется. Таким образом, предложенная схема требует не только точного совмещения зонда с носовым отверстием, но и масштабирования

зонда под размер носового отверстия. Преимуществом такого метода является его высокая чувствительность по сравнению с гистограммным способом, приведенным далее.

2.2. Гистограммный способ определения функции дыхания

Основным отличием гистограммного способа определения функции дыхания является инвариант зонда к масштабу, что сразу снижает требования к точности его установки в локальную область изображения. Очевидно, что размер зонда не может быть меньше носового отверстия. Варианты размещения зондов приведены на рис. 6.

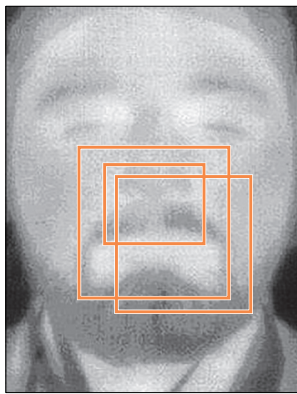


Рис. 6. Варианты размещения зондов

Зонд Z в виде прямоугольной области размером $m \times n$, установленный в интересующую область лица, формирует выходной сигнал $Q(t)$, величина которого зависит от глубины вдоха.

$$Q(t) = \max(H(t)), \tag{10}$$

где $H(t)$ – гистограмма распределения интенсивностей элементов изображения в локальной области размером $m \times n$ в момент времени t , при этом t зависит от частоты регистрации изображений (в нашем случае 1/8 секунды).

Таким образом, выходной сигнал $Q(t)$ с зонда Z будет иметь вид, приведенный на рис. 7.

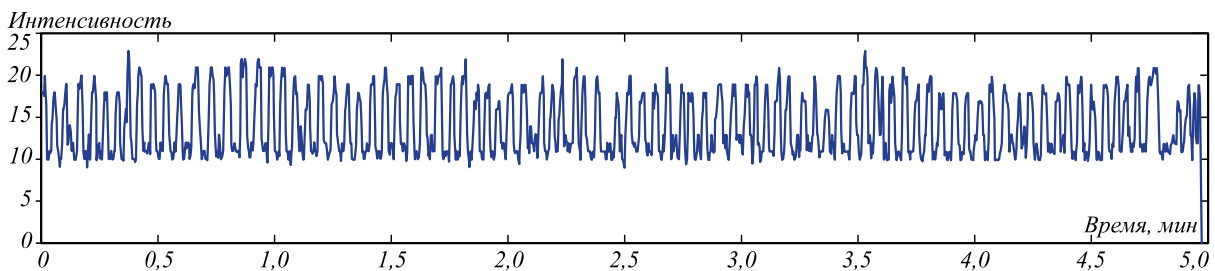


Рис. 7. Выходной сигнал Q с зонда Z

Интенсивность сигнала изменяется в ответ на вдох: чем больше вдыхаемый объем воздуха, тем выше интенсивность сигнала. При этом очевидно, что формирование сигналов с зонда в ответ на вдох производится за счет последовательного анализа ИК-ТГц-изображений. При этом интенсивность формируемого сигнала довольно значительная и пригодна для дальнейшего автоматического анализа в интересах извлечения значимой информации, дистанционно характеризующей функцию дыхания человека. Из рис. 7 можно оценить частоту дыхания, которая составляет 18 дыхательных циклов в минуту, что совпадает с данными, полученными контактным методом регистрации функции дыхания для взрослого здорового человека в спокойном состоянии [14].

Очевидно, что для дальнейшего использования информации о дыхательных циклах в методиках дистанционной оценки состояния человека требуется разработать статистически подтвержденную модель вариации дыхательных циклов в ответ на изменение состояния человека. Для этой цели предстоит разработать специальное программное обеспечение, автоматизирующее процессы сбора статистических данных о дыхательных циклах по последовательностям ИК-ТГц-изображений.

Заключение

В работе было показано, что ИК-ТГц-изображения пригодны для дистанционного получения данных о функции внешнего дыхания. Для функции внешнего дыхания характерны параметры дыхательного цикла, которые характеризуются фазами вдоха, паузой и выдохом. Вариативность каждой из перечисленных фаз

отражает физиологические особенности организма. Возможности используемого детектора позволяют хорошо фиксировать вдохи, в то время как для фиксации выдохов и пауз контрастной чувствительности камеры недостаточно, что напрямую связано с уровнем собственных шумов детектора, способом организации электронно-оптического тракта. Последовательность ИК-ТГц-изображений позволяет визуализировать процессы, происходящие во время дыхания. Так, при вдохе фиксируется затемнение области ноздрей, выдох и пауза не разделяются, поскольку контрастность соизмерима с уровнем собственных шумов детектора. Для получения количественных оценок функции дыхания предложено два способа. Первый – с использованием зонда, реализующего функцию пространственного дифференцирования, который обеспечил высокую чувствительность, при этом его недостатками стали повышенные требования к точности совмещения зонда с носовым отверстием и необходимость его масштабирования в соответствии с ракурсом съемки. Второй – гистограммный способ получения количественных оценок функции внешнего дыхания, который инвариантен к масштабу, не требует точного позиционирования, при этом обладает несколько меньшей чувствительностью. Предложенные способы позволили дистанционно оценить частоту дыхания, которая коррелировала с данными, полученными контактным методом регистрации функции дыхания. Объединяя данные, получаемые с помощью ИК-камеры [29], и камеры, работающей в расширенном ИК-ТГц-диапазоне, имеется принципиальная возможность дистанционно выделить не только дыхательный цикл, но и функцию дыхания, разде-

лив фазы вдоха, выдоха и паузы. Что имеет большой потенциал не только для оценки ПЭС, но также в медицинских целях. Для дальнейшей работы и практического применения необходимо разработать специальное программное обеспечение, автоматизирующее процессы сбора статистических данных о дыхательных циклах по последовательностям ИК-ТГц-изображений.

Благодарности

Исследование выполнено при частичной поддержке РФФИ (грант № 17-29-02487) и частичной поддержке Министерства науки и высшего образования (проект №0748-2020-0012) в рамках выполнения работ по Государственному заданию ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН с использованием оборудования, приобретенного за счет средств «Программы развития Московского государственного университета имени М.В. Ломоносова до 2020 года», при поддержке Междисциплинарной научно-образовательной школы Московского университета «Фотонные и квантовые технологии. Цифровая медицина».

Литература

- Сизов, Ф.Ф. Фотоэлектроника для систем видения в «невидимых» участках спектра / Ф.Ф. Сизов. – Киев: Академперіодика, 2008. – 460 с.
- Lee, Y.-S. Principles of terahertz science and technology. Springer-Verlag, 2009. DOI: 10.1007/978-0-387-09540-0.
- Ангелуц, А.А. Характерные отклики биологических и наноразмерных систем в терагерцевом диапазоне частот / А.А. Ангелуц, А.В. Балакин, М.Г. Евдокимов, М.Н. Есаулков, М.М. Назаров, И.А. Ожедов, Д.А. Сапожников, П.М. Солянкин, О.П. Черкасова, А.П. Шкуринов // Квантовая электроника. – 2014. – Т. 44, № 7. – С. 614-632.
- Fitzgerald, A.J. An introduction to medical imaging with coherent terahertz frequency radiation / A.J. Fitzgerald, E. Berry, N.N. Zinovev, G.C. Walker, M.A. Smith, J.M. Chamberlain // Physics in Medicine and Biology. – 2002. – Vol. 47, Issue 7. – P. R67-R84.
- Mattsson, M.-O. Is there a biological basis for therapeutic applications of millimetre waves and THz waves? / M.-O. Mattsson, O. Zeni, M. Simkó // Journal of Infrared, Millimeter, and Terahertz Waves. – 2018. – Vol. 39, Issue 9. – P. 863-878. – DOI: 10.1007/s10762-018-0483-5.
- Федоров, В.И. Влияние терагерцевого излучения на генетический аппарат клетки. Обзор / В.И. Федоров, Д.С. Сердюков, О.П. Черкасова, С.С. Попова, Е.Ф. Немова // Оптический журнал. – 2017. – Т. 84, № 8. – С. 9-15.
- Илина, И. State-of-the-art of studies of the effect of terahertz radiation on living biological systems / I. Ilina, D.S. Sitnikov, M.B. Agranat // High Temperature. – 2018. – Vol. 56, Issue 5. – P. 789-810. – DOI: 10.1134/S0018151X18050127.
- Romanenko, S. The interaction between electromagnetic fields at megahertz, gigahertz and terahertz frequencies with cells, tissues and organisms: risks and potential / S. Romanenko, R. Begley, A.R. Harvey, L. Hool, V.P. Wallace // Journal of the Royal Society Interface. – 2017. – Vol. 14, Issue 137. – P. 20170585. – DOI: 10.1098/rsif.2017.0585.
- Oda, N. Proposal for real-time terahertz imaging system, with palm-size terahertz camera and compact quantum cascade laser / N. Oda, A. Lee, T. Ishi, I. Hosako, Q. Hu // Proceedings of SPIE. – 2012. – Vol. 8363. – P. 83630A. – DOI: 10.1117/12.917682.
- Berlovskaya, E.E. New approach to terahertz diagnostics of human psychoemotional state / E.E. Berlovskaya, O.P. Cherkasova, I.A. Ozheredov, T.V. Adamovich, E.S. Isaychev, S.A. Isaychev, A.M. Makurenkov, A.N. Varaksin, S.B. Gatilov, N.I. Kurenkov, A.M. Chernorizov, A.P. Shkurinov // Quantum Electronics. – 2019. – Vol. 49, No. 1. – P. 70-77. – DOI: 10.1070/QEL16906.
- Berlovskaya, E. Evaluation of the psychoemotional human state via terahertz image of the face / E.E. Berlovskaya, O.P. Cherkasova, I.A. Ozheredov, D. Nikolaev, T.V. Adamovich, E.S. Isaychev, S.A. Isaychev, A.M. Makurenkov, A.N. Varaksin, S.B. Gatilov, N.I. Kurenkov, A.M. Chernorizov, A.P. Shkurinov // 44th International Conference on Infrared, Millimeter, and Terahertz Waves (IRMMW-THz). – 2019. – P. 1-2. – DOI: 10.1109/IRMMW-THz.2019.8873721.
- Kosonogov, V. Facial thermal variations: A new marker of emotional arousal / V. Kosonogov, L. De Zorzi, J. Honoré, E.S. Martínez-Velázquez, J.-L. Nandrin, J.M. Martínez-Selva, H. Sequeira // PLoS ONE. – 2017. – Vol. 12, Issue 9. – e0183592 (15 p.). – DOI: 10.1371/journal.pone.0183592.
- Bradley, M.M. The pupil as a measure of emotional arousal and autonomic activation / M.M. Bradley, L. Miccoli, M.A. Escrig, P.J. Lang // Psychophysiology. – 2008. – Vol. 45, Issue 4. – P. 602-607. – DOI: 10.1111/j.1469-8986.2008.00654.x.
- Berlovskaya, E.E. Diagnostics of human psychoemotional states by combining psychological and psychophysiological methods with measurements the infrared and THz radiation from face areas / E.E. Berlovskaya, S.A. Isaychev, A.M. Chernorizov, A.S. Sinko, I.A. Ozheredov, T.V. Adamovich, E.S. Isaychev, O.P. Cherkasova, A.M. Makurenkov, A.P. Shkurinov, A.N. Varaksin, S.B. Gatilov, N.I. Kurenkov, A.E. Manaenkov // Psychology in Russia: State of the Art. – 2020. – Vol. 13, Issue 2. – P. 64-83. – DOI: 10.11621/pir.2020.0205.
- Chernorizov, A.M. Psychophysiological methods for the diagnostics of human functional states: New approaches and perspectives / A.M. Chernorizov, S.A. Isaychev, Yu.P. Zinchenko, I.A. Znamenskaya, P.N. Zakharov, A.V. Khakhalin, O.N. Gradoboeva, V.V. Galatenko // Psychology in Russia: State of the Art. – 2016. – Vol. 9, Issue 4. – P. 23-36. – DOI: 10.11621/pir.2016.0403.
- Lindemann, J. Nasal mucosal temperature during respiration / J. Lindemann, R. Leijacker, G. Rettinger, T. Keck // Clinical Otolaryngology. – 2002. – Vol. 27. – P. 135-139.
- Rauhala, E. Periodic limb movement screening as an additional feature of Emfit sensor in sleep-disordered breathing studies / E. Rauhala, J. Virkkala, S.-L. Himanen // Journal of Neuroscience Methods. – 2009. – Vol. 178, Issue 1. – P. 157-161.
- Al-Salaymeh, A. Bi-directional flow sensor with a wide dynamic range for medical applications / A. Al-Salaymeh, J. Jovanović, F. Durst // Medical Engineering and Physics. – 2008. – Vol. 26, Issue 8. – P. 623-637.
- Kobylianskii, J. Electrical impedance tomography in adult patients undergoing mechanical ventilation: A systematic review / J. Kobylianskii, A. Murray, D. Brace, E. Goligher, E. Fan // Journal of Critical Care. – 2016. – Vol. 35. – P. 33-50. – DOI: 10.1016/j.jcrc.2016.04.028M.
- Morillo, D.S. An accelerometer-based device for sleep apnea screening / D.S. Morillo, J.L.R. Ojeda, L.F.C. Foix, A.L. Jiménez // IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine. – 2010. – Vol. 14, Issue 2. – P. 491-499.

21. **Тараканов, С.А.** Длительный мониторинг дыхания человека [Электронный ресурс] / С.А. Тараканов, В.И. Кузнецов, А.О. Кузнецов // Инженерный вестник Дона. – 2013. – № 4(27). – URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/dlitelnyu-monitoring-dyhaniya-cheloveka>.
22. **Ханков, С.И.** Методика измерения и расчета характеристик дыхания/ С.И. Ханков, А.Ю. Кормилицын, В.И. Скорубский // Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики. – 2013. – № 3(85). – P. 118-121.
23. **Pavlidis, I.** Interacting with human physiology / I. Pavlidis, J. Dowdall, N. Sun, C. Puri, J. Fei, M. Garbey // Computer Vision and Image Understanding. – 2007. – Vol. 108. – P. 150-170.
24. **Cardone, D.** New frontiers for applications of thermal infrared imaging devices: Computational psychophysiology in the neurosciences / D. Cardone, A. Merla // Sensors. – 2017. – Vol. 17. – 1042 (21 p.). – DOI: 10.3390/s17051042.
25. **Fei, J.** Imaging breathing rate in the CO2 absorption band / J. Fei, Z. Zhu, I. Pavlidis // IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference. – 2005. – P. 700-705. DOI: 10.1109/IEMBS.2005.1616510.
26. Terahertz Imager [Electronical Resource]. URL: <http://www.nec.com/en/global/prod/terahertz/pdf/NECTHz0831C.pdf> (request date 15.10.2019).
27. NEC [Electronical Resource]. URL: <https://www.nec.com/en/press/201411/images/1101-01-01.pdf> (request date 15.10.2019).
28. **AlZubaidi, A.K.** Review of biomedical applications of contactless imaging of neonates using infrared thermography and beyond / A.K. AlZubaidi, Y. Ethawi, G.M. Schmölder, S. Sherif, M. Narvey, M. Seshia // Methods and Protocols. – 2018. – Vol. 1. – 39 (20 p.). – DOI: 10.3390/mps1040039.
29. **Znamenskaya, I.** Thermography-based remote detection of psycho-emotional states / I. Znamenskaya, E. Koroteeva, S. Isaychev, A. Chernorizov // Proceedings of the 14th Quantitative InfraRed Thermography Conference (QIRT). – 2018. – P. 51-56.
30. **Пат. 2552195 С1 Российская Федерация G06K 9/40.** Способ организации ядра пространственной фильтрации изображений и устройство для его реализации / Варакин А.Н., Гатилев С.Б., Иванов А.В., Куренков Н.И., Лапынин С.Ю.; заявитель и правообладатель ЗАО "Научно-исследовательский Центр Распознавания Образов"; № 2014104543/08, заявл. 11.02.2014, опубл. 10.06.2015, Бюлл. № 16. – 12 с.: ил.

Сведения об авторах

Берловская Елена Евгеньевна, 1970 года рождения, к.ф.-м.н., старший научный сотрудник физического факультета Московского государственного университета имени М.В. Ломоносова. Область научных интересов: терагерцовая спектроскопия биологических объектов, медицинская физика. E-mail: ber@hotmail.ru.

Черкасова Ольга Павловна, 1963 года рождения, д.б.н., заведующая лабораторией лазерной биофизики ИЛФ СО РАН, профессор НГТУ, ведущий научный сотрудник Института проблем лазерных и информационных технологий РАН (ИПЛИТ РАН) – Филиала ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН. Область научных интересов: взаимодействие терагерцового излучения с биологическими объектами, терагерцовая импульсная спектроскопия биологических образцов. E-mail: o.p.cherkasova@gmail.com.

Ожередов Илья Александрович, 1972 года рождения, к.ф.-м.н., старший преподаватель физического факультета Московского государственного университета имени М.В. Ломоносова, старший научный сотрудник Института проблем лазерных и информационных технологий РАН (ИПЛИТ РАН) – Филиала ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН. Область научных интересов: лазерная физика, терагерцовая фотоника. E-mail: ozheredov@physics.msu.ru.

Адамович Тимофей Валерьевич, 1996 года рождения, аспирант факультета психологии Московского государственного университета имени М.В. Ломоносова. Область научных интересов: когнитивная психофизиология, электрофизиология. E-mail: tadamovich11@gmail.com.

Исайчев Евгений Сергеевич, 1979 года рождения, сотрудник факультета психологии Московского государственного университета имени М.В. Ломоносова. Область научных интересов: психофизиология, электрофизиология, индивидуальные различия, ритмическая активность мозга, вызванные потенциалы, функциональные состояния. E-mail: isaychev@bk.ru.

Исайчев Сергей Александрович, 1948 года рождения, к.п.н., доцент факультета психологии Московского государственного университета имени М.В. Ломоносова. Область научных интересов: психофизиология, поведение, функциональные системы, нейробиоуправление, психофизиологические методы коррекции. E-mail: isaychev@mail.ru.

Макуренков Александр Михайлович, 1980 года рождения, к.ф.-м.н., доцент кафедры медицинской физики Московского государственного университета имени М.В. Ломоносова. Область научных интересов: терагерцовая спектроскопия биологических объектов, когнитивные исследования, медицинская физика, спиновая изомерия молекул воды, регенеративная медицина, онкодиагностика. E-mail: makurenkov@gmail.com.

Вараксин Александр Николаевич, 1961 года рождения, к.т.н., генеральный директор закрытого акционерного общества «Научно-исследовательский центр распознавания образов». Область научных интересов: интеллектуальные сенсорные системы, функционирующие в физических полях различной природы, предварительная обработка сенсорных данных, извлечение знаний из данных. E-mail: prr@mail.ru.

Гатиллов Сергей Борисович, 1981 года рождения, заведующий лабораторией закрытого акционерного общества «Научно-исследовательский центр распознавания образов». Область научных интересов: интеллектуальные сенсорные системы, предварительная обработка видеоданных, извлечение знаний из данных. E-mail: recyclebin@mail.ru.

Куренков Николай Иванович, 1954 года рождения, д.т.н., главный научный сотрудник закрытого акционерного общества «Научно-исследовательский центр распознавания образов». Область научных интересов: интеллектуальный анализ данных, теория принятия решения, анализ и обработка сигналов и изображений. E-mail: nik54@list.ru.

Черноризов Александр Михайлович, 1953 года рождения, д.п.н., профессор, заведующий кафедрой психофизиологии факультета психологии Московского государственного университета имени М.В. Ломоносова. Область научных интересов: сенсорная и когнитивная психофизиология. E-mail: amchern53@mail.ru.

Шкуринов Александр Павлович, 1962 года рождения, член-корреспондент РАН, профессор физического факультета Московского государственного университета имени М.В. Ломоносова, руководитель института проблем лазерных и информационных технологий РАН (ИПЛИТ РАН) – Филиала ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН. Область научных интересов: лазерная физика, терагерцовая фотоника. E-mail: ashkurinov@physics.msu.ru.

ГРНТИ: 76.13.15

Поступила в редакцию 15 апреля 2020 г. Окончательный вариант – 19 октября 2020 г.

Non-contact registration of respiration by analysis of IR-THz human face images

E.E. Berlovskaya¹, O.P. Cherkasova^{2,3}, I.A. Ozheredov^{1,3,4}, T.V. Adamovich⁵, E.S. Isaychev⁵, S.A. Isaychev⁵,
A.M. Makurenkov¹, A.N. Varaksin⁶, S.B. Gatilov⁶, N.I. Kurenkov⁶, A.M. Chernorizov⁵, A.P. Shkurinov^{1,3}

¹Faculty of Physics, Lomonosov Moscow State University, Moscow, Russia,

²Institute of Laser Physics of the Siberian Branch of the Russian Academy of Sciences, Novosibirsk, Russia,

³Institute on Laser and Information Technologies of Russian Academy of Sciences — Branch of Federal Scientific Research Center “Crystallography and Photonics” of Russian Academy of Sciences, Moscow region, Shatura, Russia,

⁴Penza State University, Penza, Russia

⁵Faculty of Psychology, Lomonosov Moscow State University, Moscow, Russia,

⁶Scientific Research Center for Pattern Recognition, Ltd., Moscow, Russia

Abstract

We propose a new approach to non-contact recording of respiratory function based on the analysis of a sequence of Infrared-terahertz images of the human face, allowing the processes that occur during breathing to be visualized. To obtain quantitative estimates of the respiratory function, two methods are proposed. The first one utilizes a probe which implements the function of spatial differentiation and provides high sensitivity, but requires an increased accuracy of positioning the probe at the nasal opening and scaling in accordance with the camera angle. The other one is a histogram method for obtaining quantitative estimates of the external respiratory function, which is scale invariant and does not require precise positioning, but has a lower sensitivity compared to the first one. The methods proposed have made it possible to remotely evaluate the respiratory rate, which correlates well with the data obtained by a contact method of respiratory function registration.

Keywords: infrared imaging, terahertz imaging, image analysis, instrumental non-contact diagnostics, breathing function.

Citation: Berlovskaya EE, Cherkasova OP, Ozheredov IA, Adamovich TV, Isaychev ES, Isaychev SA, Makurenkov AM, Varaksin AN, Gatilov SB, Kurenkov BI, Chernorizov AM & Shkurinov AP. Non-contact registration of respiration by analysis of IR-THz human face images. *Computer Optics* 2020; 44(6): 959-967. DOI: 10.18287/2412-6179-CO-737.

Acknowledgements: This work was partly funded by the Russian Foundation for Basic Research (Project No. 17-29-02487) by the Ministry of Education and Science of the Russian Federation (project 0748-2020-0012), and by the RF Ministry of Science within the State assignment to the FSRC “Crystallography and Photonics” RAS, and was conducted using the equipment purchased under the “Development Program of Lomonosov Moscow State University until 2020” and supported by the Interdisciplinary Scientific and Educational School of Moscow University «Phononic and Quantum Technologies. Digital Medicine».

References

- [1] Sizov FF. Photoelectronics for vision systems in “invisible” areas [In Russian]. – Kiev: “Akademperiodika” Publisher; 2008. – 460 p.
 - [2] Lee Y-S. Principles of terahertz science and technology. Springer-Verlag; 2009. DOI: 10.1007/978-0-387-09540-0.
 - [3] Angeluts AA, Balakin AV, Evdokimov MG, Esaulkov MN, Nazarov MM, Ozheredov IA, Sapozhnikov DA, Sol-yankin PM, Cherkasova OP, Shkurinov AP. Characteristic responses of biological and nanoscale systems in the terahertz frequency range. *Quantum Electronics* 2014; 44(7): 614-632. doi:10.1070/QE2014v044n07ABEH015565.
 - [4] Fitzgerald AJ, Berry E, Zinovev NN, Walker GC, Smith MA, Chamberlain JM. An introduction to medical imaging with coherent terahertz frequency radiation. *Phys Med Biol* 2002; 47(7): R67-R84.
 - [5] Mattsson M-O, Zeni O, Simkó M. Is there a biological basis for therapeutic applications of millimetre waves and THz waves? *J Infrared Milli Terahz Waves* 2018; 39(9): 863-878. DOI: 10.1007/s10762-018-0483-5.
 - [6] Fedorov VI, Serdyukov DS, Cherkasova OP, Popova SS, Nemova EF. The influence of terahertz radiation on the cell’s genetic apparatus. *J Opt Technol* 2017; 84(8): 509-514. DOI: 10.1364/JOT.84.000509.
 - [7] Ilina I, Sitnikov DS, Agranat MB. State-of-the-art of studies of the effect of terahertz radiation on living biological systems. *High Temp* 2018; 56(5): 789-810. DOI: 10.1134/S0018151X18050127.
 - [8] Romanenko S, Begley R, Harvey AR, Hool L, Wallace VP. The interaction between electromagnetic fields at megahertz, gigahertz and terahertz frequencies with cells, tissues and organisms: risks and potential. *J R Soc Interface* 2017; 14(137): 20170585. DOI: 10.1098/rsif.2017.0585.
 - [9] Oda N, Lee A, Ishi T, Hosako I, Hu Q. Proposal for real-time terahertz imaging system, with palm-size terahertz camera and compact quantum cascade laser. *Proc SPIE* 2012; 8363: 83630A. DOI: 10.1117/12.917682.
 - [10] Berlovskaya EE, Cherkasova OP, Ozheredov IA, Adamovich TV, Isaychev ES, Isaychev SA, Makurenkov AM, Varaksin AN, Gatilov SB, Kurenkov BI, Chernorizov AM, Shkurinov AP. New approach to terahertz diagnostics of
-

- human psychoemotional state. *Quant Electron* 2019; 49(1): 70-77. DOI: 10.1070/QEL16906.
- [11] Berlovskaya EE, Cherkasova OP, Ozheredov IA, Nikolaev D, Adamovich TV, Isaychev ES, Isaychev SA, Makurenkov AM, Varaksin AN, Gatilov SB, Kurenkov BI, Chernorizov AM, Shkurinov AP. Evaluation of the psychoemotional human state via terahertz image of the face. 4th International Conference on Infrared, Millimeter, and Terahertz Waves (IRMMW-THz) 2019: 1-2. DOI: 10.1109/IRMMW-THz.2019.8873721A.
- [12] Kosonogov V, De Zorzi L, Honoré J, Martínez-Velázquez ES, Nandirino J-L, Martínez-Selva JM, Sequeira H. Facial thermal variations: A new marker of emotional arousal. *PLoS ONE* 2017; 12(9): e0183592. DOI: 10.1371/journal.pone.0183592.
- [13] Bradley MM, Miccoli L, Escrig MA, Lang PJ. The pupil as a measure of emotional arousal and autonomic activation. *Psychophysiology* 2008; 45(4): 602-607. DOI: 10.1111/j.1469-8986.2008.00654.x.
- [14] Berlovskaya EE, Isaychev SA, Chernorizov AM, Sinko AS, Ozheredov IA, Adamovich TV, Isaychev ES, Cherkasova OP, Makurenkov AM, Shkurinov AP, Varaksin AN, Gatilov SB, Kurenkov NI, Manaenkov AE. Diagnostics of human psychoemotional states by combining psychological and psychophysiological methods with measurements the infrared and THz radiation from face areas. *Psychology in Russia* 2020; 13(2): 64-83. DOI: 10.11621/pir.2020.0205.
- [15] Chernorizov AM, Isaychev SA, Zinchenko YuP, Galatenko VV, Znamenskaya IA, Zakharov PN, Khakhalin AV, Gradoboeva ON. Psychophysiological methods for the diagnostics of human functional states: New approaches and perspectives. *Psychology in Russia* 2016; 9(4): 23-36. DOI: 10.11621/pir.2016.0403.
- [16] Lindemann L, Leiacker R, Rettinger G, Keck T. Nasal mucosal temperature during respiration. *Clin Otolaryngol* 2002; 27: 135-139.
- [17] Rauhala E, Virkkala J, Himanen S-L. Periodic limb movement screening as an additional feature of Emfit sensor in sleep-disordered breathing studies. *J Neurosci Methods* 2009; 178(1): 157-161.
- [18] Al-Salaymeh A, Jovanović J, Durst F. Bi-directional flow sensor with a wide dynamic range for medical applications. *Med Eng Phys* 2008; 26(8): 623-637.
- [19] Kobylanski J, Murray A, Brace D, Goligher E, Fan E. Electrical impedance tomography in adult patients undergoing mechanical ventilation: A systematic review. *J Crit Care* 2016; 35: 33-50. DOI: 10.1016/j.jcrc.2016.04.028M.
- [20] Morillo DS, Ojeda JLR, Foix LFC, Jiménez AL. An accelerometer-based device for sleep apnea screening. *IEEE Trans Inf Technol Biomed* 2010; 14(2): 491-499.
- [21] Tarakanov SA, Kuznetsov VI, Kuznetsov AO. Long-term monitoring of human respiratory activity [In Russian]. *Engineering Journal of Don* 2017; 4(27). Source: <<https://cyberleninka.ru/article/n/dlitelnyy-monitoring-dyhaniya-cheloveka>>.
- [22] Khankov SI, Kormilitsin AY, Skorubskiy VI. The method for measurement and calculation of breath characteristics [In Russian]. *Sci Tech J Inf Technol Mech Opt* 2013; 3(85): 118-121.
- [23] Pavlidis I, Dowdall J, Sun N, Puri C, Fei J, Garbey M. Interacting with human physiology. *Comput Vis Image Underst* 2007; 108: 150-170.
- [24] Cardone D, Merla A. New frontiers for applications of thermal infrared imaging devices: Computational psychophysiology in the neurosciences. *Sensors* 2017; 17: 1042. DOI: 10.3390/s17051042.
- [25] Fei J, Zhu Z, Pavlidis I. Imaging breathing rate in the CO₂ absorption band. *IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference* 2005: 700-705. DOI: 10.1109/IEMBS.2005.1616510.
- [26] Terahertz Imager. 2019. Source: <<http://www.nec.com/en/global/prod/terahertz/pdf/NECTHz0831C.pdf>>.
- [27] NEC. 2014. Source: <<https://www.nec.com/en/press/201411/images/1101-01-01.pdf>>.
- [28] AlZubaidi AK, Ethawi Y, Schmölzer GM, Sherif S, Narvey M, Seshia M. Review of biomedical applications of contactless imaging of neonates using infrared thermography and beyond. *Methods and Protocols* 2018; 1: 39. DOI: 10.3390/mps1040039.
- [29] Znamenskaya I, Koroteeva E, Isaychev S, Chernorizov A. Thermography-based remote detection of psychoemotional states. *Proc 14th Quantitative InfraRed Thermography Conference* 2018: 51-56.
- [30] Varaksin AN, Gatilov SB, Ivanov AV, Kurenkov NI, Lapinin SYu. Organisation of image spatial filtration core and device to this end [In Russian], Pat RF of Invent N 2552195 C1 of June 10, 2015, Russian Bull of Inventions N16, 2015.

Authors' information

Elena Evgenievna Berlovskaya (b. 1970), Ph.D., Senior researcher at the Physics faculty of Lomonosov Moscow State University. Research interests: terahertz spectroscopy of biological objects, medical physics.

E-mail: ber@hotmail.ru.

Olga Pavlovna Cherkasova (b. 1963), Doctor of Biological Sciences, Head of the Laboratory of Laser Biophysics at the Institute of Laser Physics of the SB RAS, Professor of Novosibirsk State Technical University, Leading Researcher at the Institute on Laser and Information Technologies of RAS — Branch of Federal Scientific Research Center “Crystallography and Photonics” of RAS. Research interests: effects of terahertz radiation on biological objects, terahertz spectroscopy of biological objects. Email: o.p.cherkasova@gmail.com.

Ilya Alexandrovich Ozheredov (b. 1972), Ph.D., Senior lecturer of the Physics faculty of Lomonosov Moscow State University, senior researcher at the Institute on Laser and Information Technologies of RAS — Branch of Federal Scientific Research Center “Crystallography and Photonics” of RAS. Research interests: laser physics, terahertz photonics. E-mail: ozheredov@physics.msu.ru.

Timofei Valeryevich Adamovich (b. 1996), Ph.D. student of Psychology faculty, Lomonosov Moscow State University. Research interests: cognitive psychophysiology, electrophysiology. Email: tadamovich11@gmail.com.

Evgeny Sergeevich Isaichev (b. 1979), staff Psychology faculty, Lomonosov Moscow State University. Research interests: psychophysiology, electrophysiology, individual differences, rhythmic activity of the brain, evoked potentials, and functional states. E-mail: isaychev@bk.ru.

Sergey Alexandrovich Isaichev (b. 1948), Ph.D., associate professor Psychology faculty, Lomonosov Moscow State University. Research interests: psychophysiology, behavior, functional systems, neurobiological control, psychophysiological correction methods. E-mail: isaychev@mail.ru.

Alexander Mikhailovich Makurenkov (b. 1980), Ph.D., assistant professor of Physics Faculty of Lomonosov Moscow State University. Research interests: terahertz spectroscopy of biological objects, cognitive studies, medical physics, spin isomerism of water molecules, regenerative medicine, oncology diagnostics. Email: makurenkov@gmail.com.

Alexander Nikolaevich Varaksin (b. 1961), Ph.D., General Director of the Scientific Research Center for Pattern Recognition, Ltd. Research interests: intelligent sensor systems operating in physical fields of various nature, pre-processing of sensory data, extracting knowledge from data. E-mail: prr@mail.ru.

Sergey Borisovich Gatilov (b. 1981), head of the laboratory at the Scientific Research Center for Pattern Recognition, Ltd. Research interests: intelligent sensor systems, preprocessing of video data, extracting knowledge from data. E-mail: recyclebin@mail.ru.

Nikolay Ivanovich Kurenkov (b. 1954), Doctor of Technical Sciences, principal researcher at the Scientific Research Center for Pattern Recognition, Ltd. Research interests: data mining, decision theory, analysis and processing of signals and images. E-mail: nik54@list.ru.

Alexander Mikhailovich Chernorizov (b. 1953), Doctor of Sciences, professor, head of Psychophysiology department at the Psychology faculty, Lomonosov Moscow State University. Research interests: sensory and cognitive psychophysiology. E-mail: amchern53@mail.ru.

Alexander Pavlovich Shkurinov (b. 1962), Corresponding Member of RAS, professor of Physics faculty and International Laser Center of Lomonosov Moscow State University, Director of the Institute on Laser and Information Technologies of RAS – Branch of Federal Scientific Research Center “Crystallography and Photonics” of RAS. Research interests: laser physics, terahertz photonics. E-mail: ashkurinov@physics.msu.ru.

Received April 15, 2020. The final version – October 19, 2020.
