

Новый подход к терагерцевой диагностике психоэмоционального состояния человека

Е.Е.Берловская, О.П.Черкасова, И.А.Ожередов, Т.В.Адамович,
Е.С.Исайчев, С.А.Исайчев, А.М.Макуренок, А.Н.Вараксин,
С.Б.Гатилов, Н.И.Куренков, А.М.Черноризов, А.П.Шкуринов

Предложен новый подход к терагерцевой (ТГц) диагностике психоэмоционального состояния человека, основанный на анализе ТГц вклада в общий сигнал при одновременной регистрации ИК и ТГц излучений человека (далее ИК–ТГц изображения). Разработанный нами алгоритм обработки изображений позволяет выделить из полного сигнала, воспринимаемого системой регистрации, информативный вклад, определяемый ТГц излучением. Одновременная регистрация ИК–ТГц изображений лица испытуемого и его психофизиологических показателей проводилась в ситуациях физического стресса (кратковременные интенсивные физические упражнения – функциональная проба «приседания»), электростимуляции и информационного стресса (когнитивная нагрузка – простые арифметические вычисления «в уме»). Далее полученные данные сравнивались с данными аналогичных измерений в спокойном состоянии. В работе показано, что в результате кластерного анализа ИК–ТГц изображений возможно разделение испытуемых по типу реакций кровеносной системы в стрессовых состояниях.

Ключевые слова: инфракрасное излучение, терагерцевое излучение, инструментальная бесконтактная психодиагностика, аппаратурные методы исследования, психофизиология, психоэмоциональные состояния.

1. Введение. Постановка проблемы

Объективная (психофизиологическая) диагностика психоэмоционального состояния (ПЭС) человека (эмоции, стресс, тревога, страхи, депрессии) является крайне актуальной и социально значимой задачей, которую необходимо решать в различных сферах деятельности, например в областях техники с повышенным риском возникновения техногенных катастроф (атомные станции, транспорт, химическая промышленность). Традиционными методами оценки ПЭС человека являются контактные методы, в которых используются специальные датчики, накладываемые на поверхность тела и преобра-

зующие активность нервной, мышечной и сердечно-сосудистой систем человека в электрические сигналы измерительных устройств [1, 2]. Развитие современных технологий диагностики ПЭС характеризуется переходом от контактных методов к дистанционным (биорадиолокация, лазерная доплеровская виброметрия, айтрекинг, аудио- и видеорегистрация, инфракрасная термография и другие), позволяющим проводить оценку ПЭС в режиме реального времени [1], не контактируя с объектом исследования.

Создание новых дистанционных методов диагностики ПЭС тесно связано с развитием передовых современных технологий. Одним из перспективных направлений развития таких методов является анализ взаимосвязи объективного состояния человека с его собственным электромагнитным излучением в различных спектральных диапазонах или с особенностями отражения слабого излучения от окружающих объектов. Хорошо известно, что тело человека является источником электромагнитного излучения, частоты которого занимают область от десятых долей герца, захватывая радиочастотный, микроволновый и ИК диапазоны, а также видимую часть спектра [3].

Изображение воспринимается человеком через органы зрения. Человеческий глаз является достаточно инерционным оптическим прибором и воспринимает только относительно малую часть спектра электромагнитного излучения, испускаемого или отражаемого объектами (от 0.38 до 0.75 мкм). Мерой качества биологической, электронной и другой технической системы зрения является отношение количества информации, воспринимаемой этой системой, к количеству информации, содержащейся в потоке излучения, попадающего на изображающую систему [4]. В большинстве случаев изображение объекта, получаемого в области невидимого глазом излучения, кардинально отличается от изображений в видимой части спектра. Обусловлено это обычно различными усло-

Е.Е.Берловская, И.А.Ожередов, А.М.Макуренок, Московский государственный университет им. М.В.Ломоносова, физический факультет; Международный учебно-научный лазерный центр МГУ им. М.В.Ломоносова, Россия, 119991 Москва, Воробьевы горы; e-mail: berlovskaya.elena@mail.ru

О.П.Черкасова. Институт лазерной физики СО РАН, Россия, 630090 Новосибирск, просп. Акад. Лаврентьева, 13/3; Новосибирский государственный технический университет, Россия, 630092, Новосибирск, просп. К.Маркса, 20; e-mail: o.p.cherkasova@gmail.com

Т.В.Адамович, Е.С.Исайчев, С.А.Исайчев, А.М.Черноризов. Московский государственный университет им. М.В.Ломоносова, факультет психологии, Россия, 119991 Москва, Воробьевы горы

А.Н.Вараксин, С.Б.Гатилов, Н.И.Куренков. Научно-исследовательский центр распознавания образов (ЗАО), Россия, 117485 Москва, ул. Профсоюзная, 84/32, стр. 14, оф. 603

А.П.Шкуринов. Московский государственный университет им. М.В.Ломоносова, физический факультет; Международный учебно-научный лазерный центр МГУ им. М.В.Ломоносова, Россия, 119991 Москва, Воробьевы горы; Институт проблем лазерных и информационных технологий РАН – филиал ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН, Россия, Московская обл., 140700 Шатура, ул. Святоозерская, 1

Поступила в редакцию 26 сентября 2018 г., после доработки – 2 ноября 2018 г.

виями поглощения, отражения и излучения объектами в разных областях спектра [3]. Практически все происходящие в организме человека физиологические и биохимические процессы сопровождаются изменением его собственного электромагнитного излучения в различных частотных диапазонах. Изменения состояния организма в результате внутренних процессов или воздействия извне неизбежно вызывают вариации интенсивности и характера собственного электромагнитного излучения, в том числе изменяется коэффициент отражения поверхности кожи, что является объективным диагностическим критерием [3]. Большая часть собственного излучения с поверхности кожи человека лежит в ИК диапазоне и соответствует длинам волн от 4 до 50 мкм, при этом его максимум приходится на волны с $\lambda = 10$ мкм. В диапазоне 5.6 – 25 мкм кожа человека излучает ИК волны как абсолютно черное тело, независимо от ее индивидуальных особенностей, поэтому коэффициент излучения кожи считается близким к единице [5].

В последние годы получены результаты по использованию теплового излучения человека ИК диапазона (термография) для решения различных медицинских задач, например в диагностике патологий спинного и головного мозга [6], патологий периферической нервной системы [7], при воспалительных процессах [8].

Изменения локальной температуры, связанные с активностью лицевых мышц, участвующих в выражении эмоций, могут быть измерены дистанционно с помощью цифровой камеры ИК диапазона. Это позволяет бесконтактно регистрировать набор стереотипных поведенческих реакций (паттернов) активности лицевых мышц и таким образом распознавать связанные с этими паттернами эмоции [9]. В ряде исследований подтверждается четкая корреляция между эмоциями, уровнем стресса, болью и тревогой, с одной стороны, и изменениями кровотока в области кожи лица, с другой [10–14]. В работе [10] представлены данные о возможности использования ИК изображения в качестве основы для количественной оценки таких параметров активности вегетативной нервной системы, как локальная перфузия крови, частота сердечных сокращений (ЧСС) и частота дыхания. В работе [11] показано, что уровень перфузии в области глазницы позволяет зарегистрировать небольшие изменения температуры, связанные с ПЭС человека. В работе [12] обнаружено, что для диагностики стресса наиболее информативна прямоугольная область лба, содержащая центральные сосуды.

Развитие в последние годы техники ТГц визуализации позволило поставить вопрос о том, дает ли дополнительную информацию излучение человека в этом диапазоне частот. Ожидается, что регистрация теплового изображения тела человека с помощью тепловизионной техники, при расширении ее спектральной чувствительности в ТГц частотный диапазон, должно привести к тому, что информативный вклад будет определяться и новыми физиологическими показателями, такими как периферийное кровообращение, потовыделение и т. п., а также связанными с ними изменениями показателя преломления кожи и ее коэффициента пропускания. Это потенциально должно позволить фиксировать изменения психологического состояния человека путем объективной регистрации его физиологических параметров.

Цель настоящей работы – развитие нового подхода к ТГц диагностике ПЭС человека, основанного на анализе

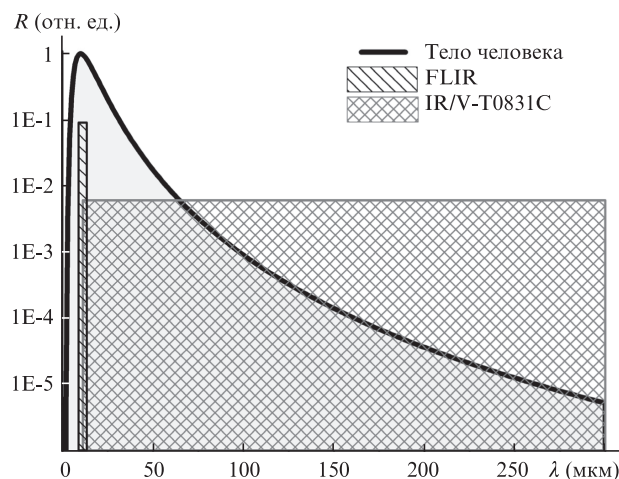


Рис.1. Спектр светимости тела человека [15] и спектральные диапазоны чувствительности детекторов FLIR SC7790VL [16] и NEC IR/V-T0831C [17].

ТГц вклада в общий сигнал при одновременной регистрации ИК и ТГц излучений лица человека.

Спектральная плотность светимости тела человека (без учета процессов испарения, теплообмена, поглощения одеждой и т. д.) [15], а также спектральная чувствительность широко используемой тепловизионной камеры FLIR [16] и многоканального детектора ИК–ТГц диапазона NEC [17], аналог которого используется в настоящей работе, схематично представлены на рис.1. Область спектральной чувствительности ИК детектора FLIR с матрицей SC7790VL на основе теллурида кадмия-ртути соответствует максимуму спектра светимости тела человека. Однако значительная часть энергии ИК излучения, соответствующая длинноволновому крылу его спектрального распределения, не попадет в область чувствительности тепловизионной камеры, что накладывает существенные ограничения на диагностическую информативность методов ИК тепловидения. Эти ограничения могут быть сняты при использовании ИК детекторов с расширенным в ТГц область диапазоном чувствительности, например детектора NEC IR/V-T0831C на основе матрицы микроболометров, спектральный диапазон которой представлен на рис.1.

2. Аппаратно-диагностический комплекс. Процедура измерений ИК–ТГц изображений

Регистрация ИК–ТГц изображений и психофизиологических параметров испытуемых проводилась на аппаратно-диагностическом комплексе, включающем ИК–ТГц детектор NEC IR/V-T0831C, программное обеспечение «Эгоскоп» (версия 3.3.2, разработчик «Медиком МТД») [18], персональный компьютер и кресло с приводом наклона спинки (рис.2). Детектор IR/V-T0831C позволяет проводить регистрацию ИК–ТГц изображений исследуемого объекта в спектральном диапазоне от 1 до 30 ТГц (от 9 до 300 мкм).

В процессе регистрации и анализа ИК–ТГц изображений было выявлено, что непроизвольные движения головы, связанные со стабилизацией тела в пространстве, оказывают заметное влияние на результаты обработки изображений, и это необходимо учитывать при дальнейшей разработке сенсоров для диагностики ПЭС в реальном времени. В целях минимизации обнаруженного яв-



Рис.2. Аппаратно-диагностический комплекс бесконтактного сканирования кожи лица:

1 – детектор IR/V-T0831C; 2 – монитор с программой психоэмоциональных стимулов; 3 – кресло с приводом наклона спинки.

ния все испытуемые располагались в кресле в положении полулежа, как это показано на рис.2.

3. Классификация испытуемых

В предварительных экспериментах была разработана и апробирована комплексная программа по синхронной регистрации собственного электромагнитного излучения от лица испытуемого в ТГц диапазоне частот и ряда психофизиологических показателей в процессе моделирования стрессогенных ситуаций, отличающихся характером и степенью интенсивности воздействия [19]. Для стрессовых воздействий использовались: физиологический стрессор в виде электростимуляции; информационный стрессор в виде когнитивной нагрузки (математические задачи на умножение двузначных чисел); физический стрессор в виде кратковременных интенсивных физических упражнений (приседаний). В процессе эксперимента применялись контактные методы регистрации показателей активности центральной нервной системы (электроэнцефалограмма (ЭЭГ)) и периферической нервной системы (электрокардиограмма (ЭКГ), частота сердечных сокращений (ЧСС), фотоплетизмограмма (амплитуда систолической волны, АСВ), кожно-гальваническая реакция (КГР)). В дальнейшем анализировались средние значения показателей на каждом этапе тестирования. В экспериментах на добровольной основе приняли участие 38 человек (20

мужчин и 18 женщин). Возрастной разброс испытуемых – от 19 до 57 лет (медиана – 24 года, абсолютное отклонение медианы – 3).

Результаты предварительных экспериментов показали, что существует качественная и количественная специфика психофизиологических паттернов в зависимости от характера и интенсивности стрессового воздействия. С помощью критерия Вилкоксона для парных выборок было установлено, что по сравнению с исходным фоном реакция на болевые ощущения при электростимуляции вызывает небольшое сужение сосудов и высокую активность КГР. Реакция на когнитивную нагрузку сопровождается менее выраженной активностью КГР, но большим сужением сосудов, а также повышением ритма сердечных сокращений и снижением соотношения альфа-и бета-ритмов ЭЭГ [19]. Достоверных отличий в проявлении психофизиологической реакции на стрессовые воздействия в зависимости от пола, возраста и массы тела испытуемых обнаружить не удалось.

4. Результаты и их обсуждение. Информативный алгоритм обработки изображений

В процессе анализа ИК–ТГц изображений лиц испытуемых были построены гистограммы изображений. Максимальное значение гистограммы заметно изменяется от кадра к кадру. Кроме того, гистограммный метод анализа ИК–ТГц изображений показал, что интерес представляет небольшая часть гистограммы (не более 2%), которая несет информацию о структуре полезного сигнала. Возникает задача выделения полезной информации, соответствующей небольшому участку гистограммы, флуктуирующей в известном диапазоне.

Для получения псевдоцветного изображения строится гистограмма, все точки которой разбиваются на три кластера (рис.3) за счет использования двух адаптивных порогов P1 и P2, изменяющихся от кадра к кадру, с сохранением симметричного расположения относительно максимума гистограммы.

На рис.4 представлены исходное ИК–ТГц изображение (слева) и псевдоцветное изображение (справа), полученное в результате кластеризации значений яркости пикселей на три класса. На основании проведенных ис-

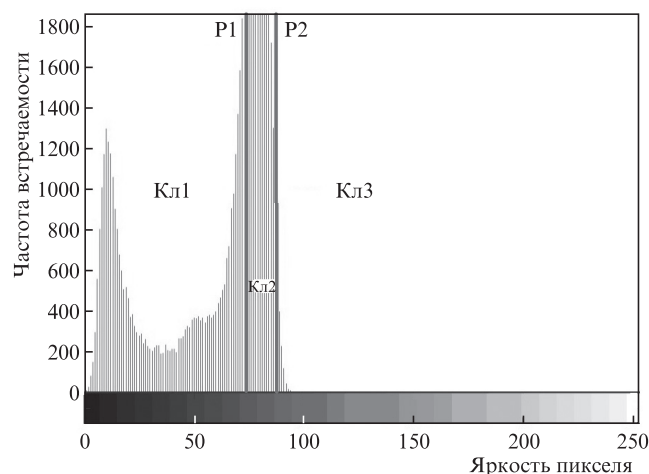


Рис.3. Гистограмма с двумя адаптивными порогами P1 и P2, формирующими три кластера (Кл1, Кл2, Кл3).

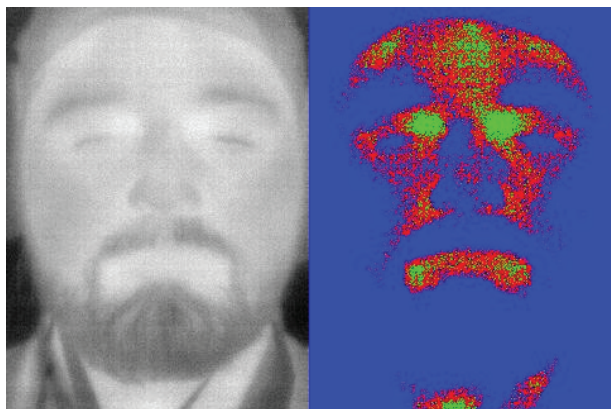


Рис.4. Исходное ИК–ТГц изображение в черно-белых тонах (слева) и псевдоцветное изображение (справа). Цветной вариант рис.4 помещен на сайте нашего журнала <http://www.quantum-electron.ru>.

следований значимыми для диагностики ПЭС участками ИК–ТГц изображения, выделенными на рис.4 (справа) зеленым цветом, являются: лобная часть, области глаз со смещением к переносице; область мышц, поднимающая угол рта; губы и отдельные участки шеи. Следует упомянуть, что при анализе ИК изображений лица человека выделяют области, в которых заметно повышается температура при стрессовом воздействии, такие как прямоугольная область лба [12] и область глазниц [11], а также кончик носа, где наблюдается понижение температуры в процессе воздействия [20, 21].

Гистограмма Q для яркостных изображений X состоит из n ячеек с шириной интервала $A/(n - 1)$, q – частота встречаемости элементов в изображении. Принадлежность x элемента изображения интервалу яркости $Q(d)$ определяется из условия

$$\frac{A(d - 1.5)}{n - 1} \leq X < \frac{A(d - 0.5)}{n - 1}, \quad (1)$$

где A – масштабный коэффициент, зависящий от типа изображения (в нашем случае изображение 8 бит, для таких изображений $A = 255$); n – число интервалов; d – порядковый номер текущего интервала.

Фоновые точки, не принадлежащие лицу, формируют первый кластер (Кл1), точки объекта, принадлежащие лицу, – второй кластер (Кл2). Характерные точки повышенной интенсивности, принадлежащие лицу, формируют третий кластер (Кл3) (см. рис.3). Отметим, что кластерное разбиение осуществляется пороговым методом, значения порогов $P1$ и $P2$ вычисляются автоматически по результатам анализа гистограммы каждого ИК–ТГц изображения с учетом изменения параметров максимума, расчет которого выполняется по формуле

$$[s, b] = \max(Q), \quad (2)$$

где b – максимальное значение; s – порядковый номер, на котором достигнуто максимальное значение.

Это позволяет осуществлять автоматическую адаптацию порогов от кадра к кадру. Пороги $P1$ и $P2$, формирующие второй кластер, устанавливаются симметрично слева и справа относительно максимума гистограммы всего изображения, величина которого от кадра к кадру изменяется. Значения порогов $P1$ и $P2$ вычисляются в соответствии с формулами

$$P1 = b - (A - b)/k, \quad (3)$$

$$P2 = b + (A - b)/k, \quad (4)$$

где k – коэффициент, зависящий от условий съемки и принимающий значения 2, 3.

Таким образом, точки изображения, удовлетворяющие условию

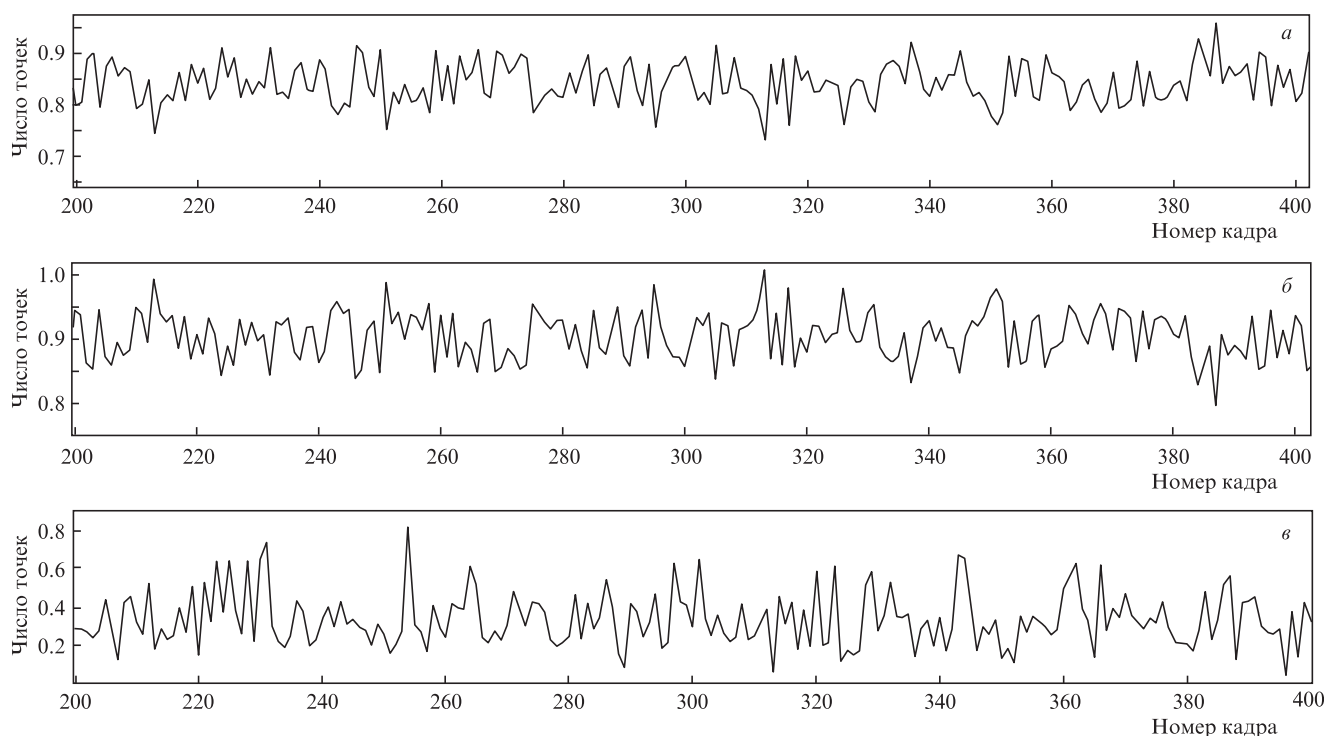


Рис.5. Функции изменения числа точек от номера кадра в кластерах 1 (а), 2 (б) и 3 (в).

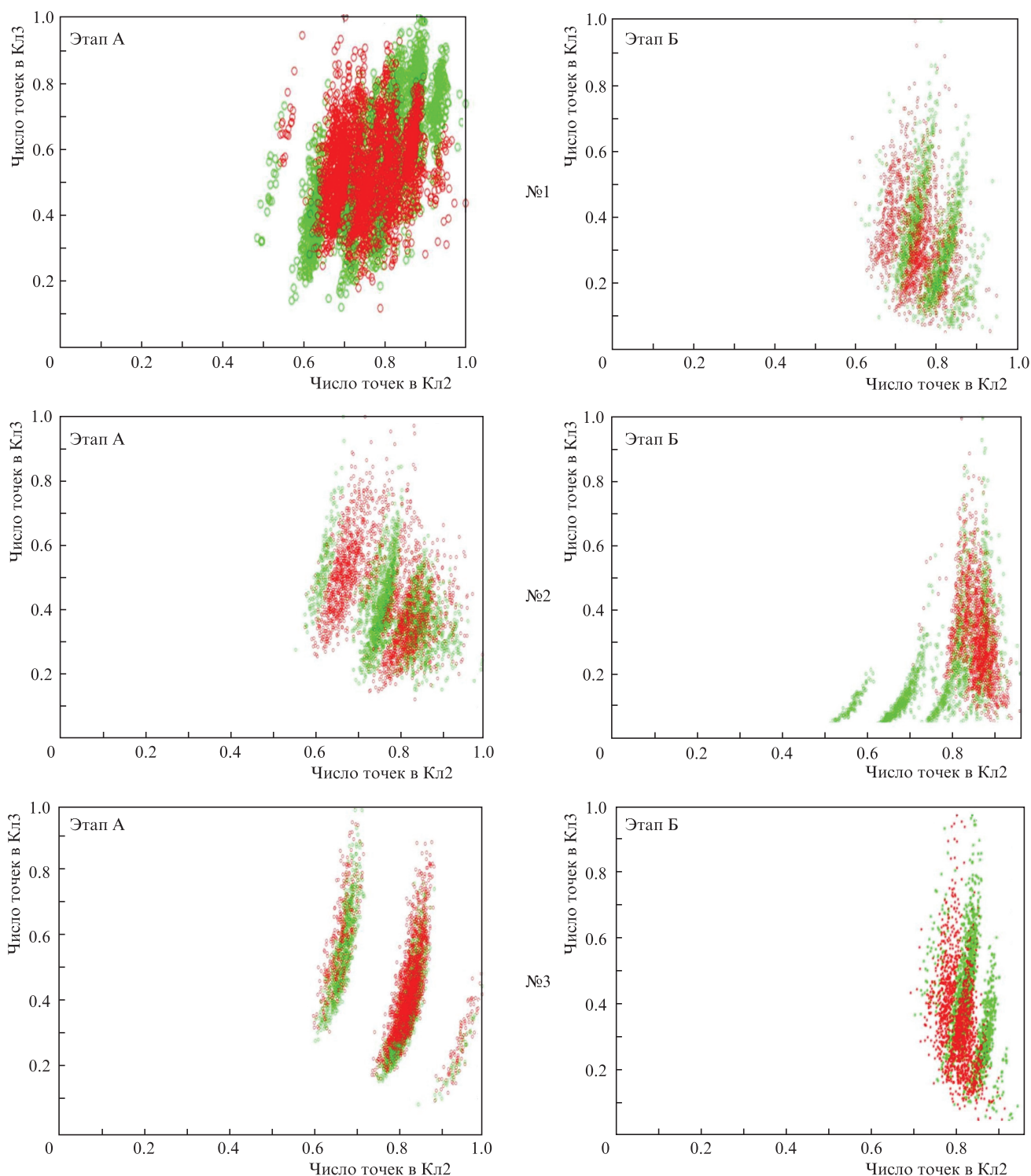


Рис.6. Диаграммы распределения нормированных к единице точек второго и третьего кластеров для испытуемых (№1–№3) на первом (А) и повторном (Б, через 20 дней) этапах тестирования. Зеленые точки – спокойное состояние, красные точки – стрессовое. Цветные варианты рис.6–9 помещены на сайте нашего журнала <http://www.quantum-electron.ru>.

$$0 \leq x < P1, \tag{5} \quad P2 \leq x < 256, \tag{7}$$

относятся к первому кластеру. Точки изображения, соответствующие интервалу

$$P1 \leq x < P2, \tag{6}$$

относятся ко второму кластеру. В свою очередь, точки изображения, соответствующие интервалу

относятся к третьему кластеру.

В результате статистического анализа количественного состава трех ранее определенных кластеров на сериях ИК–ТГц изображений выявлено, что для первого и второго кластеров число входящих в них точек от кадра к кадру изменяется в противофазе, т. е. увеличение числа фоновых точек приводит к уменьшению числа «теплых» то-

чек лица, и наоборот (рис.5). Данное обстоятельство связано с алгоритмом управления временем накопления и коэффициентами усиления ИК–ТГц детектора, функционирование которого соотносится с принципами FUZZY LOGIC. Вследствие этого интенсивность изображения гармонически прецессирует в окрестности квазиоптимального решения. Вместе с тем изменение количественных характеристик третьего кластера от кадра к кадру не имеет выраженной корреляции с количественным составом двух других кластеров и напрямую связано с формированием полезного сигнала. Мы полагаем, что изменение числа точек в кластере 3 зависит от процессов наполнения сосудов кровью, вызываемых сокращением сердечной мышцы. Экстремумы полученного сигнала (рис.5,б) коррелируют с ЧСС. Формирование полезного сигнала происходит с частотой 8 Гц (связано с появлением кадра на временной оси), при этом сигнал формируется как суперпозиция нескольких рассредоточенных сигналов, регистрируемых с разных участков лица. Несмотря на то что функцией возбуждения является ЧСС, регистрируемый нами отклик носит довольно сложный характер и требует уточнения различных физических моделей, прежде всего гидродинамической, связанной с наполняемостью сосудов кровью.

Визуализацию числа нормированных к единице точек второго и третьего кластеров, полученных в ходе указанной математической обработки данных, характеризуют диаграммы распределения соответствующих величин, приведенные на рис.6. По оси абсцисс – нормированное значение числа точек второго кластера, по оси ординат – соответствующие точки третьего кластера. Показаны результаты обработки изображений испытуемых после проведения тестирования с интервалом в 20 дней. Характеристика испытуемых и величина ЧСС, измеренная стандартным контактным методом, в исходном состоянии и после проведения воздействия приведены в табл.1.

Табл.1.

| Номер испытуемого | Пол | Возраст | ЧСС (1-я серия) (удар/мин) | | ЧСС (2-я серия) (удар/мин) | |
|-------------------|-----|---------|----------------------------|-------------------|----------------------------|-------------------|
| | | | Исходный фон | После воздействия | Исходный фон | После воздействия |
| 1 | ж | 21 | 84 ± 3 | 87 ± 3 | 78 ± 4 | 86 ± 5 |
| 2 | ж | 21 | 74 ± 5 | 70 ± 6 | 93 ± 3 | 81 ± 6 |
| 3 | м | 21 | 68 ± 8 | 72 ± 9 | 76 ± 4 | 98 ± 14 |

Как видно из рис.6, на диаграмме можно выделить отдельные полосы, которые различаются числом точек второго и третьего кластеров. Можно предположить, что их число и структура связаны с наполнением кровью сосудов лица человека. Как показано в разд.3, используемые нами стимулы приводят к изменению просвета сосудов и ЧСС. Наложение диаграмм рассеяния для стрессового и спокойного состояний на одном графике позволяет заметить смещение диаграмм рассеяния влево или вправо при воздействии. Использование диаграмм позволило дифференцировать испытуемых по изменению кровоснабжения в стрессовом состоянии. Так, у одних стресс вызывает прилив крови (см. рис.6; №1 и №3) и увеличение ЧСС (см. табл.1). При этом наблюдается некоторое смещение диаграмм влево относительно исходного состояния. У других испытуемых стресс вызывает уменьшение ЧСС, спазм сосудов и снижение интенсивности кровообращения (рис.6; №2). При этом наблюдается смещение диаграммы вправо.

В серии экспериментов, проведенных в разное время на одних и тех же испытуемых (с интервалом в 20 дней), демонстрируется повторяемость реакции на стрессовое воздействие: смещение диаграмм рассеяния у испытуемых происходит в ту же сторону, что и в первом эксперименте (см. рис.6). Динамика изменения ЧСС после стрессового воздействия также повторяется (см. табл.1). Тем самым демонстрируется повторяемость реакции на моделирование стрессогенной ситуации. Это позволяет предположить, что смещение диаграмм рассеяния в стрессовой ситуации определяется индивидуальными психофизиологическими особенностями испытуемых.

На рис.7 представлены ИК–ТГц изображения, демонстрирующие динамику изменения интенсивности значимых точек (зеленого цвета) при увеличении стрессовой нагрузки.

Известно, что кровоснабжение периферических сосудов кожи регулируется вегетативной нервной системой

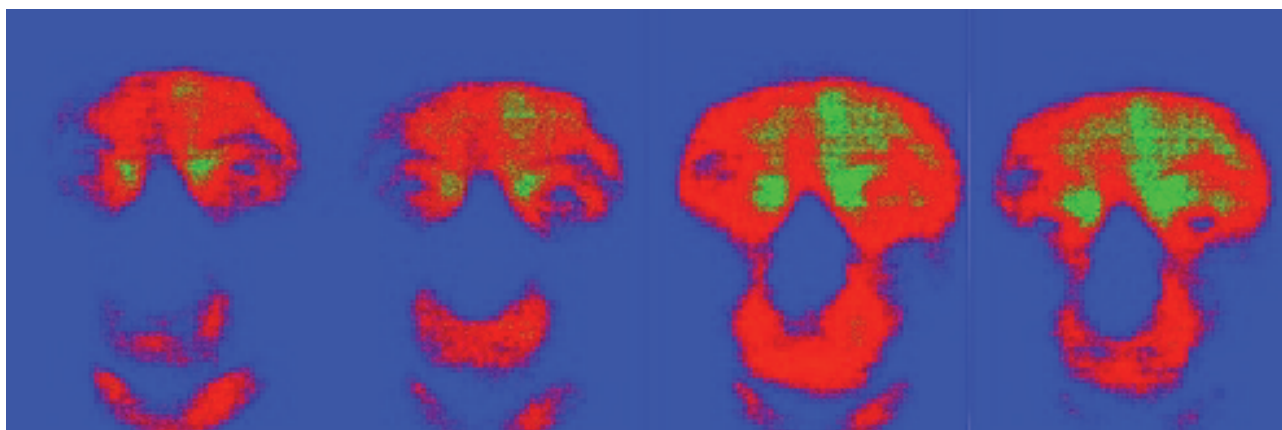


Рис.7. Динамика изменения (слева направо) числа значимых точек (зеленого цвета) в ИК–ТГц изображении лица человека по мере возрастания стрессовой нагрузки.

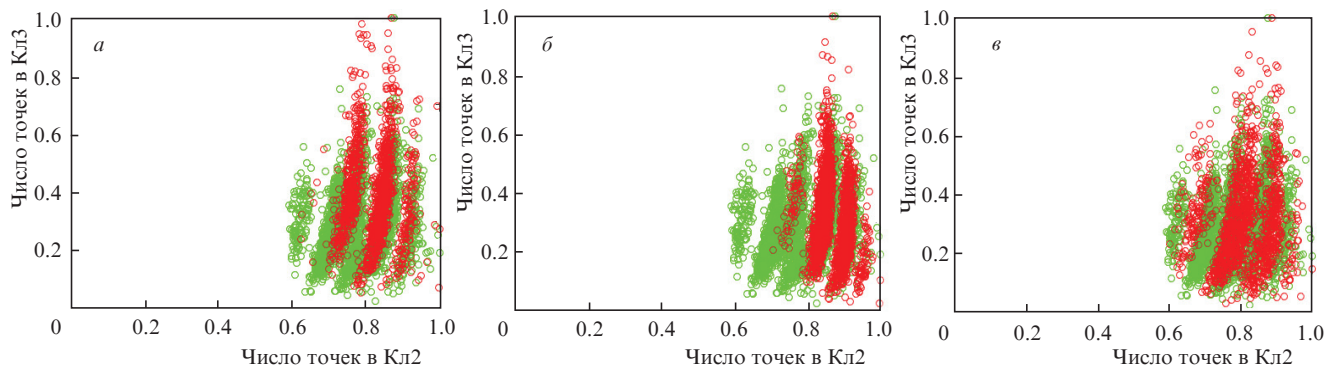


Рис.8. Диаграммы распределения нормированных к единице точек второго и третьего кластеров для симпатотоников до и после стрессового воздействия: *a* – когнитивная нагрузка; *б* – электростимуляция; *в* – функциональная проба «приседания».

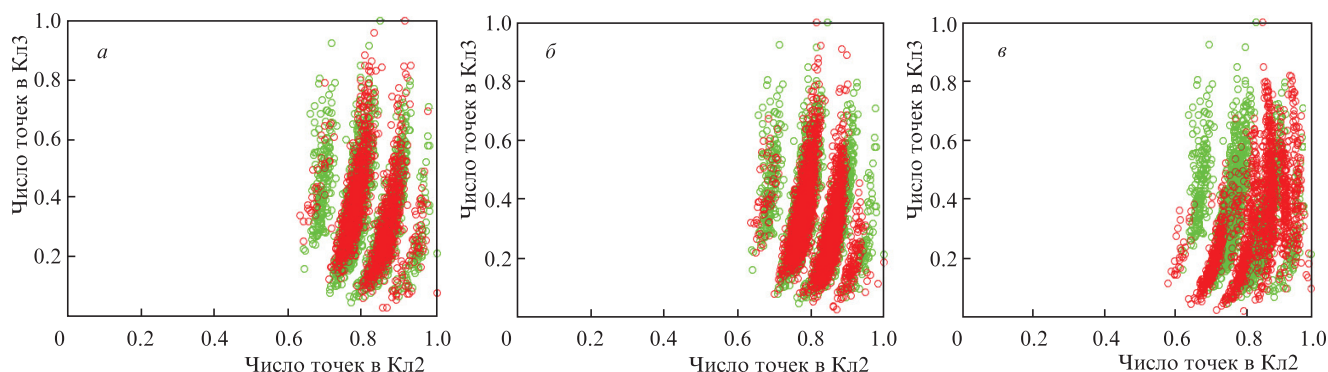


Рис.9. Диаграммы распределения нормированных к единице точек второго и третьего кластеров для нормотоников до и после стрессового воздействия: *a* – когнитивная нагрузка; *б* – электростимуляция; *в* – функциональная проба «приседания».

[22]. Реакция на стрессовое воздействие зависит от баланса составных частей этой системы, ее симпатического и парасимпатического отделов [23]. На рис.8 приведены диаграммы распределения нормированных к единице точек второго и третьего кластеров для лиц, характеризующихся в состоянии покоя выраженным смещением вегетативного баланса в сторону симпатической нервной системы. Испытуемые из этой группы показывают выраженные реакции в ситуации информационного стресса, электростимуляции и физического стресса. При этом наблюдается смещение диаграммы вправо.

Аналогичные диаграммы для лиц, характеризующихся балансом симпатической и парасимпатической нервных систем (нормотоников), представлены на рис.9. Для испытуемых из этой группы смещения диаграммы в динамике стрессового воздействия не наблюдается.

При анализе последовательностей ИК–ТГц изображений также было выявлено периодическое изменение числа фоновых точек в области носа. Поскольку вдыхаемый поток воздуха охлаждает ткани носа, число фоновых точек увеличивается. Далее за счет кровотока ткани носа нагреваются до исходной температуры, что приводит к уменьшению числа фоновых точек. Выявленная закономерность позволяет фиксировать дыхательные циклы по анализу ИК–ТГц изображений.

5. Заключение

В работе предложен и впервые апробирован новый подход к ТГц диагностике ПЭС человека, основанный на анализе ТГц вклада в общий сигнал при одновременной

регистрации ИК и ТГц излучений человека. С помощью разработанного алгоритма обработки изображений мы выделяем из полного сигнала, воспринимаемого системой регистрации, информативный вклад, определяемый ТГц излучением, с целью демонстрации возможности информативной диагностики ПЭС на основе анализа собственного излучения лица человека в ИК и ТГц диапазонах электромагнитного спектра. Собственное излучение кожи лица, фиксируемое ИК–ТГц детектором при комнатной температуре, позволяет в реальном времени зарегистрировать изображения, которые могут быть обработаны с помощью предлагаемого математического алгоритма для получения объективной информации о ПЭС человека. Предлагаемая методика обработки изображений позволяет бесконтактно получать информацию в том числе и о физиологических характеристиках испытуемого, например о частоте сердечных сокращений, дыхании. Показано, что в результате кластерного анализа ИК–ТГц изображений можно разделять испытуемых по типу реакций кровеносной системы в стрессовых состояниях: у некоторых испытуемых стресс вызывает прилив крови, у других – спазм сосудов и, как следствие, снижение интенсивности кровообращения.

В работе показано, что при вдохе испытуемого человека интенсивность ТГц вклада в общий сигнал ИК–ТГц излучения областей крыльев носа снижается. Данное явление может быть использовано для разработки алгоритмов бесконтактной регистрации дыхательного ритма на основе анализа ТГц изображений.

Оценка ПЭС в существенной степени зависит от характера и состояния вегетососудистой системы испытуе-

мого. Нами предложен механизм ее дистанционной стратификации по оценке наполняемости сосудов во времени.

Результаты проведенных исследований показали что, несмотря на относительно низкое отношение сигнал/шум и малую частоту регистрации изображений, удалось выделить информативные ТГц частотные компоненты широкополосного ИК–ТГц сигнала и связать их с подтвержденными другими методами объективного контроля психофизиологическими реакциями. Очевидно, что совершенствование ИК–ТГц детекторов, разработка новых методов обработки позволят широко использовать ТГц диапазон для дистанционной оценки ПЭС человека.

Исследование выполнено при частичной поддержке РФФИ (грант № 17-29-02487) с использованием оборудования, приобретенного за счет средств «Программы развития Московского государственного университета имени М.В.Ломоносова до 2020 года».

1. Черноризов А.М., Исайчев С.А., Галатенко В.В. В сб. *Этнокультурная идентичность как фактор социальной стабильности в современной России* (М.: изд-е МГУ, 2016, т. 2, с. 5).
2. Chernorizov A.M., Isaychev S.A., Zinchenko Yu.P., Znamenskaya I.A., Zakharov P.N., Khakhalin A.V., Gradoboeva O.N., Galatenko V.V. *Psychology in Russia: State of the Art*, **9** (4), 23 (2016).
3. Кудряшов Ю.Б., Перов Ю.Ф., Рубин А.Б. *Радиационная биофизика: радиочастотные и микроволновые электромагнитные излучения* (М.: Физматлит, 2008).
4. Роуз А. *Зрение человека и электронное зрение* (М.: Мир, 1977).
5. Лебеденко Ю.И. *Биометрические системы безопасности: учебное пособие* (М.: Директ-Медиа, 2012).
6. Мельникова В.П., Никифоров Е.М., Воронов В.Г. *Журн. невропатологии и психиатрии им. С.С.Корсакова*, **5**, 555 (1979).
7. Шуваев В.Е. *Периферическая нервная система*, **10**, 129 (1987).
8. Заяц Г.А., Коваль В.Т. *Здоровье. Медицинская экология. Наука*, **3** (43), 27 (2010).
9. <http://compeng.hud.ac.uk/external/research/index.p>.
10. Cardone D., Pinti P., Merla A. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, Article ID 984353 (2015).
11. Pavlidis I., Levine J. *Proc. 23rd Annual EMBS Int. Conf.* (Istanbul, Turkey, 2001, Vol. 3, p. 2826).
12. Puri C., Olson L., Pavlidis I., Starren J. *Proc. Conf. Human Factors in Computing Systems* (Portland, OR, USA, 2005, p. 1725).
13. Vianna D., Carrive P. *European J. Neuroscience*, **21**, 2505 (2005).
14. Nakayama K., Goto S., Kuraoka K., Nakamura K. *J. Physiology and Behavior*, **84**, 783 (2005).
15. Bowling Barnes R.B. *Science*, **140**, 870 (1963).
16. <http://www.flir.eu/support/products/sc7900vl#Specifications>.
17. <http://www.nec.com/en/global/prod/terahertz/pdf/NECTHz0831C.pdf>.
18. <http://www.medcom.ru/medicom/ego.htm>.
19. Манаенков А.Е., Адамович Т.В. *Матер. Междунар. молодежного науч. форума «ЛОМОНОСОВ-2018»* (М.: МАКС Пресс, 2018).
20. Знаменская И.А., Коротева Е.Ю., Шишаков В.В., Хахалин А.В., Кузьмичева Е.А., Исайчев С.А., Черноризов А.М. *Научная визуализация*, **9** (4), 41 (2017).
21. Kosonogov V., De Zorzi L., Honoré J., Martínez-Velázquez E.S., Nandrino J.L., Martinez-Selva J.M., Sequeira H. *PLoS One*, **12** (9), e0183592 (2017); doi: 10.1371/journal.pone.0183592.
22. Ioannou S., Gallese V., Merla A. *Psychophysiology*, **51**(10), 951 (2014).
23. Жуков Д.А. *Биология поведения: гуморальные механизмы* (СПб.: Речь, 2007).